

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

MARIA HELENA WAACK DE ALMEIDA
Cirurgiã-Dentista

INFLUÊNCIA DE TÉCNICAS DE POLIMERIZAÇÃO SOBRE A ADAPTAÇÃO DAS BASES DE PRÓTESE TOTAL

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba da
Universidade Estadual de Campinas para a
obtenção do título de Mestre em Clínica
Odontológica - Área Prótese.

Piracicaba - S.P.
1998

AL64i

34452/BC

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL

Piracicaba - S.P.
1998

Ficha Catalográfica Elaborada pela Biblioteca da FOP/UNICAMP

A64i	<p>Almeida, Maria Helena Waack de. Influência de técnicas de polimerização sobre a adaptação das bases de prótese total / Maria Helena Waack de Almeida. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 1998. 129f. : il.</p> <p>Orientador : Saide Sarckis Domitti. Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.</p> <p>1. Prótese dentária completa. 2. Resinas acrílicas dentárias. 3. Polimerização. 4. Materiais dentários. I. Domitti, Saide Sarckis. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.</p>
------	---

Índices para o Catálogo Sistemático

1. Prótese dentária completa
2. Resinas acrílicas dentárias
3. Polimerização
4. Materiais dentários



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de **Mestrado**, em sessão pública realizada em 30/04/98, considerou o candidato aprovado.

1. Saide Sarckis Domitti

A handwritten signature in cursive script, appearing to read "Saide Sarckis Domitti".

2. Marcelo Ferraz Mesquita

A large, stylized handwritten signature in cursive script, appearing to read "Marcelo Ferraz Mesquita".

3. Lourenço Correr Sobrinho

A handwritten signature in cursive script, appearing to read "Lourenço Correr Sobrinho".

Dedicatória

À DEUS, pelo Dom da Vida.

Aos meus pais, Antonio Maria e Rosa Maria,
pelo amor, estímulo e exemplo marcantes
em minha vida.

À minha filha, Maria Clara, motivação e
alegria de viver.

À grande amiga Patrícia, pela
determinação em vencer.

Agradecimentos Especiais

Ao Prof. Dr. SAIDE SARCKIS DOMITTI, Titular da Área de Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela paciência e habilidade na orientação deste trabalho.

Ao Prof. Dr. SIMONIDES CONSANI, Titular da Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela total disponibilidade e profissionalismo na execução deste trabalho.

Meus sinceros agradecimentos.

Agradecimentos

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo - FAPESP - processo 96/3664-0, por ter financiado e acreditado na realização deste trabalho.

Aos técnicos do Laboratório de Produção da FOP - UNICAMP, especialmente à Mauro Augusto Barboza Dias e Paulo Roberto Alcarde, pela colaboração durante a fase experimental.

À Luciana Graziela Alvarez, minha fiel secretária, pelo companheirismo e força nos momentos difíceis.

Aos técnicos do Laboratório de Materiais Dentários da FOP - UNICAMP, Selma Aparecida Barbosa Segalla, pelo carinho e atenção durante toda a realização deste trabalho e Marcos Blanco Cangiani, engenheiro mecânico, pela colaboração durante a fase experimental e documentação fotográfica.

Ao técnico da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Pedro Sérgio Justino, pelo auxílio na documentação fotográfica.

Ao Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti, da Área de Materiais Dentários da FOP - UNICAMP, pela Análise Estatística.

Ao colega do Curso de Pós-Graduação, João Neudenir Arioli Filho, pela colaboração na fase inicial deste trabalho.

À amiga Kelen Helena Alves Galante de Fernando, pelo auxílio na elaboração dos gráficos.

À Sueli Duarte de Oliveira Soliani, bibliotecária da FOP - UNICAMP, pela correção das referências bibliográficas.

À minha Super Mãe, Rosa Maria Calegari de Almeida, pela correção ortográfica e gramatical.

À grande amiga (e irmã mais nova), Patrícia Fernanda Roesler Bertolini, pela incalculável colaboração na confecção dos slides.

A todos aqueles que direta ou indiretamente possibilitaram a realização deste trabalho.

Sumário

Sumário

	p.
1. Lista.....	1
1.1. Figuras.....	2
1.2. Tabelas e Quadros.....	5
1.3. Abreviaturas, Siglas e Significados.....	7
2. Resumo.....	8
3. Introdução.....	11
4. Revisão da Literatura.....	17
5. Proposição.....	60
6. Metodologia.....	62
6.1. Materiais	63
6.2. Método.....	64
6.2.1. Preparo dos corpos-de-prova.....	64
6.2.1.1. Confecção dos modelos em gesso.....	64
6.2.1.2. Confecção das bases de prova.....	64

	P.
6.2.1.3. Inclusão e eliminação da cera.....	66
6.2.1.4. Prensagem e polimerização.....	69
6.2.1.5. Abertura das muflas, remoção e acabamento das bases.....	71
6.2.1.6. Fixação das bases de prótese.....	71
6.2.1.7. Recorte do conjunto base de prótese- modelo.....	71
6.2.1.8. Avaliação dos resultados.....	73
7. Resultados.....	76
8. Discussão dos Resultados.....	90
9. Conclusão.....	100
10. Summary.....	102
11. Referências Bibliográficas.....	105
12. Apêndice.....	116

1.Lista

1.1. Figuras

P.

Figura 1: Lâminas de cera adaptadas sobre modelo de gesso.....	65
Figura 2: Resinas acrílicas termopolimerizáveis utilizadas para confecção das bases de prótese total.....	66
Figura 3: Mufla metálica convencional utilizada para os grupos 01 e 02.....	67
Figura 4: Mufla plástica especial reforçada com fibra de vidro utilizada para o grupo 03.....	68
Figura 5: Mufla plástica fechada e parafusada.....	70
Figura 6: Aparelho desenvolvido pela Área Prótese Total para o recorte do conjunto base de prótese - modelo.....	72
Figura 7: Cortes ântero-posteriores e látero-laterais das bases de prótese total.....	73
Figura 8: Ilustração gráfica das médias de desajustes (mm) de acordo com o tipo de polimerização.....	77
Figura 9: Ilustração gráfica das médias de desajustes (mm) dos cortes látero-laterais de acordo com o tipo de polimerização.....	78
Figura 10: Ilustração gráfica das médias de desajustes (mm) dos cortes ântero-posteriores de acordo com o tipo de polimerização.....	79

- Figura 11: Ilustração gráfica das médias de desajustes (mm) para as posições A, B e C, independente do material e do sentido de corte..... 80
- Figura 12: Ilustração gráfica das médias de desajustes (mm) dos cortes látero-laterais das bases de prótese total polimerizadas na termopolimerizadora.... 81
- Figura 13: Ilustração gráfica das médias de desajustes (mm) dos cortes látero-laterais das bases de prótese total polimerizadas na estufa..... 82
- Figura 14: Ilustração gráfica das médias de desajustes (mm) dos cortes látero-laterais das bases de prótese total polimerizadas por energia de microondas.... 83
- Figura 15: Ilustração gráfica das médias de desajustes (mm) dos cortes ântero-posteriores das bases de prótese total polimerizadas na termopolimerizadora..... 84
- Figura 16: Ilustração gráfica das médias de desajustes (mm) dos cortes ântero-posteriores das bases de prótese total polimerizadas na estufa..... 85
- Figura 17: Ilustração gráfica das médias de desajustes (mm) dos cortes ântero-posteriores das bases de prótese total polimerizadas por energia de microondas..... 86
- Figura 18: Ilustração gráfica das médias de desajustes (mm) entre os cortes látero-laterais e ântero - posteriores das bases de prótese total, independente da técnica de polimerização e da localização dos cortes..... 87

Figura 19: Fotografia mostrando adaptação perfeita entre
base de prótese-modelo de gesso..... 88

Figura 20: Fotografia mostrando desadaptação entre
base-modelo..... 89

1.2. Tabelas e Quadros

p.

Quadro 1: Tipo, fabricante e marca comercial das resinas acrílicas ativadas termicamente.....	63
Tabela 1: Médias de desajustes (mm) de acordo com o tipo de polimerização.....	77
Tabela 2: Médias de desajustes (mm) dos cortes A, B e C, de sentido látero-lateral.....	78
Tabela 3: Médias de desajustes (mm) dos cortes A, B e C, de sentido ântero-posterior.....	79
Tabela 4: Médias de desajustes (mm) para as posições A, B e C, independente do material e do sentido de corte.....	80
Tabela 5: Médias de desajustes (mm) dos cortes látero-laterais das bases de prótese total polimerizadas na termopolimerizadora.....	81
Tabela 6: Médias de desajustes (mm) dos cortes látero-laterais das bases de prótese total polimerizadas na estufa.....	82
Tabela 7: Médias de desajustes (mm) dos cortes látero-laterais das bases de prótese total polimerizadas por energia de microondas.....	83
Tabela 8: Médias de desajustes (mm) dos cortes ântero-posteriores das bases de prótese total polimerizadas na termopolimerizadora.....	84
Tabela 9: Médias de desajustes (mm) dos cortes ântero-posteriores das bases de prótese total polimerizadas na estufa.....	85

Tabela 10: Médias de desajustes (mm) dos cortes ântero-posteriores das bases de prótese total polimerizadas por energia de microondas.....	86
--	----

Tabela 11: Médias de desajustes (mm) entre os cortes látero-laterais e ântero-posteriores das bases de prótese total, independente da técnica de polimerização e da localização dos cortes....	87
--	----

1.3. Abreviaturas, Siglas e Significados

ABNT:	Associação Brasileira de Normas Técnicas
atm:	atmosfera
cm:	centímetro
°C:	grau Celsius
et al. :	e colaboradores (abreviatura de et alli)
FOP :	Faculdade de Odontologia de Piracicaba
g:	grama
Kg. :	quilograma
lb:	libra
MHz :	megahertz
mm :	milímetro
nº :	número
n. :	número
% :	por cento
p. :	página
UNICAMP :	Universidade Estadual de Campinas
v. :	volume
W :	watts

2. Resumo

2. Resumo

O objetivo desta pesquisa foi verificar as alterações de adaptação das bases de prótese total, confeccionadas com resina acrílica ativada termicamente, ocorridas sob a influência de 3 técnicas de polimerização: convencional, por calor seco e por energia de microondas. Foram confeccionados 30 modelos padrões em gesso pedra, a partir de um molde de borracha representando uma arcada superior desdentada normal. Sobre os modelos foram confeccionadas as bases de prova, que foram divididas aleatoriamente em 3 grupos de 10 elementos e incluídos em mufla pela técnica convencional, a fim de receber os seguintes tratamentos experimentais: Grupo 01: prensagem com resina termopolimerizável (Clássico) e polimerização em banho de água aquecida a $74\pm 2^{\circ}\text{C}$ por 9 horas (método convencional). Grupo 02: prensagem com resina termopolimerizável (Clássico) e polimerização por calor seco (estufa) a $74\pm 2^{\circ}\text{C}$ por 9 horas. Grupo 03: prensagem com resina termopolimerizável (Acron MC) e polimerização em forno de microondas a 900 W por 3 minutos. A seguir, as bases em resina, limpas e acabadas, foram fixadas em seus respectivos modelos com adesivo instantâneo (Super Bonder). O conjunto base de prótese-modelo de gesso foi posicionado e fixado em um aparelho específico para obtenção das secções. Orientados por guias existentes na mesa de fixação, com auxílio de serra manual, foram executados 3 cortes látero-laterais passando pela região correspondentes à distal de caninos direito e esquerdo (A), mesial de primeiros molares direito e esquerdo (B) e região "pos-dam" (C) e 3 cortes ântero-posteriores passando pela

região correspondente à crista do rebordo direito (A) e esquerdo (C) e região mediana do palato (B). A alteração dimensional ocorrida na resina acrílica foi avaliada por meio de um microscópio comparador, em 5 pontos referenciais para cada tipo de corte. Os resultados numéricos obtidos foram submetidos à análise estatística e as médias ao Teste de Tukey ao nível de significância de 5%. Todas as técnicas avaliadas produziram distorções, sem diferença estatisticamente significativa. Quando o desajuste foi analisado dentro de uma mesma técnica, verificou-se que no Grupo 01 (Termopolimerizadora) não houve diferença estatisticamente significativa entre os cortes látero-laterais. Entretanto, no Grupo 02 (Estufa), o corte A foi semelhante ao B e o B ao C, enquanto no Grupo 03 (Microondas), os dados demonstraram o mesmo comportamento estatístico entre os cortes B e C, porém diferentes do A, que mostrou a melhor adaptação. Por outro lado, quando os cortes ântero-posteriores foram analisados, houve comportamento estatístico semelhante entre eles nas 3 técnicas de polimerização estudadas. Neste caso, o corte B foi diferente estatisticamente dos cortes A e C, mostrando o maior desajuste. Independente da técnica de polimerização e da localização dos cortes, não houve diferença estatística quando se comparou os índices de desajuste entre os cortes látero-laterais e ântero-posteriores.

Palavras-chave: Prótese Dental Completa

Resinas Acrílicas Dentárias

Polimerização

Materiais Dentários

3.Introdução

3.Introdução

A prótese total é um aparelho protético muco suportado que busca devolver a função estética, fonética e mastigatória ao paciente desdentado. Ela é constituída de dentes artificiais montados em uma base, confeccionada em resina acrílica, que além de reter os dentes artificiais repousa e se adapta sobre os tecidos bucais.

Sabe-se que a eficiência mastigatória máxima alcançada pelos pacientes portadores de aparelho protético total é de apenas 1/6 daquela exercida por uma pessoa com dentição natural³⁹. Além de estar diretamente relacionada com a manutenção da saúde dos tecidos de suporte³¹, quanto melhor for a adaptação da base de prótese total na mucosa, melhor será sua retenção, conforto e a eficiência mastigatória oferecida ao paciente.

Qualquer alteração dimensional que ocorrer em uma prótese total, seja durante ou após a polimerização, afetará sua adaptação²⁴. Mudanças lineares que alterem a posição dental podem ser corrigidas clinicamente através de ajustes oclusais, entretanto, a região palatina posterior é uma área crítica em relação à retenção e uma grande discrepância nesta área dificilmente pode ser corrigida após o processamento¹⁰. Segundo WOELFEL & PAFFENBARGER⁶⁴, contração de 0,5 mm na região posterior não causa desconforto ou falta de adaptação, mas se for aumentada para 0,9 mm a prótese não se adapta adequadamente aos tecidos de suporte.

Um dos principais fatores que contribuem para a retenção da prótese total é a tensão superficial de pequena película de saliva interposto entre a base de prótese e os tecidos de suporte, e as forças coesivas resultantes são máximas quando a distância entre a base e os tecidos é mínima⁴².

A borracha dura vulcanizada, demonstrada e patenteada por GOODYEAR, em 1851, segundo WOELFEL⁶³, foi amplamente utilizada por 80 anos com a finalidade de reabilitar pacientes desdentados totais, mesmo sendo criticada por sua cor, opacidade, porosidade, dificuldade de polimento e reparo. Muitos outros materiais foram ensaiados como substitutos da borracha, principalmente no sentido de melhorar a estética. Assim, em 1936, surgiu nos Estados Unidos a resina acrílica, um material de aparência atrativa, que substituiu todos os materiais até então utilizados na confecção de próteses totais⁶³.

As propriedades das resinas acrílicas não são totalmente ideais, entretanto elas apresentam uma combinação de características desejáveis que as tornam aceitáveis e vantajosas na confecção de próteses totais.

As resinas acrílicas são derivadas do ácido acrílico. Existe grande variedade de resinas acrílicas derivadas deste ácido. Na área odontológica, a que predomina é o polimetil metacrilato⁴⁹. A forma mais popular é a combinação monômero/polímero⁵⁶, contendo na fórmula ativada por calor, um iniciador, o Peróxido de Benzoíla⁵⁴, e um inibidor, a Hidroquinona.

A polimerização do monômero de metil metacrilato ocorre através de uma reação exotérmica, que exige a ativação do iniciador,

criando radicais livres que iniciam a reação em cadeia. Essa reação é ativada pelo calor, com a tendência de ser tão rápida quanto a temperatura for aumentada. Porém, quando o monômero atinge a temperatura de ebulição (100,8°C), há formação de bolhas e porosidade no interior da resina¹². A quantidade de catalisador e inibidor, plastificantes e impurezas afetam o ciclo de polimerização¹⁸.

Tradicionalmente as resinas tem sido processadas em muflas metálicas, por compressão, quando a resina atinge a fase plástica⁹. As muflas são imersas em banho de água mantido aquecido por um tempo específico, para permitir a polimerização do monômero.

É universalmente aceito que a resina acrílica sofre contração em decorrência do processo de polimerização, sendo esta sua maior desvantagem. A contração de polimerização não é uniforme, sendo mais evidente na região posterior do palato⁴⁹, área de fundamental importância na retenção das próteses totais. A espessura da base é um fator significativo na magnitude da contração que ocorre durante a polimerização¹⁰. Por outro lado, a resina sofre expansão quando imersa em água ou saliva, compensando em parte a contração de polimerização^{24,51}.

Outro problema inerente às resinas é a distorção que pode ocorrer quando a base de prótese é removida do modelo de gesso ou em consequência do processo de resfriamento^{9,34,50}. Toda vez que as alterações dimensionais forem inibidas haverá formação de tensões internas, que quando liberadas acarretarão em distorção da base.

Muitas técnicas de processamento têm sido apresentadas na tentativa de minimizar as alterações dimensionais sofridas pela resina

acrílica, como a tradicional polimerização em banho de água aquecida³⁹, polimerização química à temperatura ambiente^{32,35}, polimerização através da luz visível⁵⁸, polimerização através de calor seco¹⁷ e polimerização através de energia de microondas²².

As microondas podem ser utilizadas com a finalidade de gerar calor no interior da resina¹². Elas são ondas eletromagnéticas, com comprimento entre 1 mm e 30 cm, produzidas por um gerador (Magnetron)¹. As moléculas do metil metacrilato, dentro de um campo magnético, mudam rapidamente de direção, consequentemente numerosas colisões intermoleculares causam rápido aquecimento por fricção molecular¹. A resina acrílica pode ser irradiada no interior de um forno de microondas, desde que se usem muflas plásticas especiais, pois as microondas são refletidas na superfície de metal das muflas convencionais^{12,25}.

Próteses totais polimerizadas por energia de microondas apresentam melhor adaptação que outros métodos^{25,27,44}, provavelmente pelo fato de a energia ser absorvida pela resina e instantaneamente transformada em calor, diminuindo as tensões e reduzindo as distorções. Outra vantagem desta técnica é a grande redução do tempo de polimerização, além de ser considerado um método mais limpo⁴⁴.

As resinas têm sido modificadas não somente para melhorar as propriedades físicas e mecânicas, mas também para facilitar o trabalho laboratorial⁵⁷. Assim, este trabalho tem como objetivo estudar o comportamento das alterações dimensionais da resina acrílica termopolimerizável, principalmente as alterações de adaptação entre a

base de prótese-modelo, ocorridas sob a influência de métodos distintos de polimerização.

4.Revisão da Literatura

4.Revisão da Literatura

SWEENEY⁵⁵, em 1939, observando as resinas acrílicas, relatou que dentre os materiais plásticos a resina parece ser o material mais satisfatório para a confecção de próteses totais pois é superior ao vulcanite em todas as propriedades mecânicas, bem como na facilidade de processamento, estética, e estabilidade de cor. Próteses totais superiores em resina acrílica apresentaram as menores alterações quando foram recolocadas em seus respectivos modelos, após processamento e armazenagem em água por 15 dias, onde verificou-se espaço de 1 a 2 mm entre a base e o modelo na região palatina. Segundo o autor, as mudanças dimensionais são reversíveis, isto é, quando uma prótese é alternadamente submetida à umidade e ressecamento, ela retorna à sua dimensão original.

KERN²⁴, em 1941, estudou a alteração dimensional de materiais utilizados para base de dentadura durante e após a confecção das próteses. Utilizou para este estudo 3 grupos de materiais: acrílico, vinil acrílico e vulcanite. Os testes foram feitos em uma secção transversal correspondente à região de molares de próteses totais superiores. Todos os materiais demonstraram mudanças dimensionais durante o processamento (contração de polimerização). Após o processamento, sob condições de umidade e simulando a temperatura da boca, todos os materiais mostraram mudanças dimensionais na extensão lateral e profundidade do palato, indicando expansão. Desta maneira, concluiu-

se que "qualquer alteração dimensional que ocorrer numa prótese total, seja durante ou após a polimerização afetar a sua adaptação".

SWEENEY et al.⁵⁶, em 1942, descreveram o comportamento de 30 materiais utilizados na confecção de próteses totais. Os autores relataram que a contração de polimerização não é a mesma em todas as direções por causa das restrições impostas pelo molde. A contração foi determinada pela mensuração da distância entre 2 pinos metálicos colocados na região posterior das bases de prótese. Os resultados de testes de sorção de água, estabilidade de cor, dureza e alterações dimensionais revelaram que o vinil acrílico e o metil metacrilato são os melhores materiais para base de prótese total. A forma mais popular do metil metacrilato é a combinação monômero/polímero.

SKINNER & COOPER⁵¹, em 1943, pesquisaram a estabilidade dimensional de 5 resinas acrílicas utilizadas para a confecção de bases de prótese total, entre elas Cristolex, Densene, Lucitone, Luxene 44 e Vernonite. Os autores constataram que há pelo menos 2 mudanças dimensionais que não são evitadas: a contração de processamento, que ocorre em diferentes direções, e a subsequente expansão, que ocorre após a imersão em água. Concluíram que a embebição da resina em água compensa a contração de processamento.

SKINNER⁴⁹, em 1949, relatou que as resinas acrílicas são derivadas do ácido acrílico. Existe grande variedade de resinas acrílicas derivadas deste ácido. Na área odontológica a que predomina é o polimetil metacrilato, com alguns aditivos que provocam diferenças em suas propriedades, podendo ou não ter significado clínico. Considerou a resina acrílica o melhor material para a confecção de bases de prótese

total, pela grande fidelidade em imitar os tecidos moles da boca, facilidade de limpeza e cuidados de higiene, e pela simplicidade no processamento quando comparada à muitas resinas industriais. Entretanto, um completo conhecimento dos princípios químicos e físicos envolvidos é essencial para se obter bons resultados. O autor observou que toda resina acrílica contrai durante o processamento. A primeira contração se dá na polimerização do monômero. A segunda, contração térmica, é causada pela temperatura de processamento. Os resultados deste estudo indicam que a contração de processamento varia em diferentes partes de uma dentadura, isto é, a base de prótese total não contrai uniformemente durante a polimerização, sendo maior na região posterior. Segundo o autor, a alteração dimensional das bases de prótese são bem toleradas pelos tecidos moles, não apresentando significado clínico.

HARMAN¹⁸, em 1949, descreveu como as variações de tempo e temperatura de polimerização podem afetar as propriedades físicas das resinas utilizadas para a confecção de bases de prótese total, entre elas a alteração dimensional, estabilidade e resistência. Amostras de espessura variável foram submetidas a 3 ciclos de polimerização em banho de água aquecida: a) 71°C por 2 horas; b) água à temperatura ambiente obtendo fervura em 1 hora e 30 minutos e mantendo em ebulição por 15 minutos e c) 71°C por 2 horas e 30 minutos e fervendo por 15 minutos. Após a obtenção dos corpos de prova, cortou-os em duas partes, colocando metade em um dessecador à temperatura ambiente, e a outra em água destilada a 37°C. As alterações dimensionais foram medidas em um microscópio

comparador. Os resultados demonstraram que as amostras armazenadas em água apresentaram expansão, e as do dessecador perderam peso e sofreram alterações dimensionais, principalmente as regiões mais finas da base de prótese total que são mais fracas e menos estáveis dimensionalmente que as regiões mais espessas. Segundo a autora, a quantidade de catalisador e inibidor, plastificantes e impurezas afetam o ciclo de polimerização.

SPENCER & GARIAEFF⁵³, em 1949, revisando a literatura, compararam as vantagens do uso dos plásticos como material de base de prótese total com o vulcanite. Segundo os autores, as vantagens dos plásticos sobre o vulcanite são: 1) facilidade de manipulação e reparo, 2) melhor condutividade térmica, 3) resistência ao crescimento bacteriano, 4) translucência e estabilidade de cor, 5) menor permeabilidade dos fluídos orais e 6) menor contração de processamento. As vantagens do vulcanite sobre os plásticos seriam: maior tolerância dos tecidos orais e em muitos casos, mais a baixa gravidade específica. Os autores concluem que os plásticos, quando adequadamente processados, apresentam vantagens definitivas sobre o vulcanite.

PEYTON³⁷, em 1950, comparou diferentes métodos de processamento de resinas para base de dentadura, entre eles: calor seco desenvolvido por 2 placas aquecidas eletricamente aplicadas na mufla sob compressão, luz infravermelha como fonte de calor, forno de ar seco, indução de calor com um gerador eletrônico, vapor d'água e o tradicional banho de água. Após polimerização e resfriamento das bases de prótese à temperatura ambiente, 2 propriedades físicas foram

analisadas: dureza e contração linear. Os resultados demonstraram que os métodos de aquecimento à seco produzem bases tão satisfatórias quanto o método do banho de água. Além disso, são métodos mais limpos. Segundo o autor, a maior dificuldade nesse processo é o controle da temperatura de polimerização.

SKINNER⁴⁸, em 1951, estudou as propriedades físicas e a manipulação dos materiais acrílicos utilizados para base de prótese total. Segundo o autor a resina de polimetil metacrilato é dura e resistente, além de ter estabilidade de cor e ser insolúvel nos fluídos bucais. Como desvantagem apresenta contração, consequente da alta temperatura de processamento, e expansão, quando imersa em água. O autor demonstrou que a base de prótese total não contrai igualmente em todas as direções durante a polimerização, e que a contração de polimerização não tem importância clínica.

McCRACKEN³², em 1952, em uma análise da ativação dos materiais para prótese total à base de metil metacrilato relatou que algumas resinas quimicamente ativadas não polimerizam totalmente à temperatura ambiente, indicando a necessidade de imersão em água a 100°C por 15 minutos seguida de polimerização em bancada para melhorar as propriedades físicas do material. Resultados de cuidadosa avaliação da alteração dimensional na região posterior de próteses totais superiores parecem indicar que as resinas autopolimerizáveis apresentam menor contração de polimerização que as termopolimerizáveis, talvez pelo fato de a baixa temperatura de processamento produzir bases relativamente livres de tensões internas

e portanto mais precisas. Segundo o autor maiores investigações e comparações entre estes materiais devem ser realizadas.

MATHEWS³⁴ em 1954, pesquisou problemas apresentados por pacientes portadores de próteses totais superiores. Segundo o autor, o selamento periférico pode ser afetado pela deficiência de contato das bordas da prótese com os tecidos moles. Este fato pode ocorrer por várias causas: acabamento ou polimento insatisfatório da superfície interna das bordas da prótese pelo técnico, distorção da base de prótese como resultado do resfriamento e instabilidade do material de impressão. A necessidade de evitar o choque térmico após a polimerização, deixando a mufla resfriar lentamente em bancada é essencial para minimizar as tensões internas na dentadura terminada.

STANFORD & PAFFENBARGER⁵⁴, em 1956, relataram que o metil metacrilato polimeriza prontamente à temperatura de 70 a 75°C na presença de um catalisador, o peróxido de benzoíla. Nesta temperatura, o calor da polimerização exotérmica começa a ser liberado sendo adicionado ao calor externo proporcionado pelo banho de água. A contração ou mudanças dimensionais que ocorrem na resina acrílica durante o processamento foram atribuídas à contração de polimerização. Os autores concluíram que a polimerização em água por 8 horas a $73 \pm 1^\circ\text{C}$ ou a 1 hora e 30 minutos a 100°C são recomendadas para o processamento, porém menores mudanças dimensionais ocorrem quando um ciclo longo à baixa temperatura é utilizado.

MOWERY et al.³⁵, em 1958, observaram a estabilidade dimensional das resinas utilizadas na confecção de próteses totais, especialmente as mudanças dimensionais decorrentes do

processamento e uso clínico. Foram confeccionadas 91 próteses com resina autopolimerizável e 28 com resina termopolimerizável. Para determinar a magnitude da alteração dimensional, pinos metálicos foram colocados na região correspondente à fossa central dos primeiros molares direito e esquerdo e borda da prótese. A mensuração da distância molar à molar e borda à borda foi realizada antes do processamento, após remoção do modelo e após armazenagem em água por um período de 15 dias. Os dados foram submetidos à análise estatística que comprovou que a magnitude das mudanças dimensionais na resina auto e termopolimerizável são pequenas, não excedendo 0,2 mm, clinicamente não afetando a adaptação das próteses. A média de contração de polimerização da resina autopolimerizável foi menor que a termopolimerizável e a média de expansão das próteses autopolimerizadas durante o uso foi maior que a das próteses termopolimerizadas.

ANTHONY & PEYTON⁴, em 1959, avaliaram a alteração dimensional de uma série de próteses totais termicamente ativadas processadas sob condições idênticas. Os autores apresentaram um comparador modificado (Pantógrafo) que reproduzia o contorno interno da prótese e o contorno do modelo mestre de tal modo que os desajustes em alguns pontos pré determinados poderiam ser mensurados. Os contornos foram reproduzidos na forma de gráfico através da mensuração de pontos localizados em uma linha que passava pela região distal de segundos molares e outra passando pela linha média, correspondentes à: fundo de sulco vestibular, crista do rebordo, linha média, vertente vestibular do rebordo e porção média do palato.

Os autores concluíram que os maiores desvios ocorreram na região posterior e parecem ter pouco significado clínico.

WOELFEL & PAFFENBARGER⁶⁴, em 1959, conduziram um experimento para determinar quanto de alteração dimensional na região posterior de uma prótese total pode ocorrer sem afetar seriamente sua adaptação e função. A análise foi feita através da mensuração das distâncias de molar à molar e de borda à borda. Os resultados mostraram contração quase simétrica nas medidas efetuadas. Segundo os autores, contração de 0,5 mm na região posterior não causa desconforto ou falta de adaptação, mas se for aumentada para 0,9 mm a prótese não se adapta adequadamente aos tecidos de suporte .

WOELFEL et al.⁶⁶, em 1960, investigaram a alteração dimensional de 12 materiais utilizados para base de dentadura e 4 tipos de próteses totais: superiores espessas e finas e inferiores espessas e finas. Os autores concluíram que todas as dentaduras apresentam distorção sendo que dentaduras finas contraem 2 vezes mais que as espessas, assim como dentaduras inferiores distorcem mais que as superiores. Relataram que há distorção da base pela liberação de tensões induzidas pelos diferentes coeficientes de expansão térmica entre o modelo de gesso e a resina acrílica. A maior distorção ocorre quando a prótese é removida do modelo de gesso. Segundo os autores, a resina acrílica processada pela técnica convencional é tão estável dimensionalmente quanto as resinas especiais e as técnicas investigadas.

ANTHONY & PEYTON³, em 1962, pesquisaram a adaptação de próteses totais confeccionadas com resina autopolimerizável, resina

termopolimerizável convencional e resina acrílica processada pela técnica de injeção do molde. A adaptação das próteses foi verificada por meio de um comparador modificado (Pantógrafo) que mede a diferença na altura vertical entre o contorno da prótese ao modelo mestre em 9 pontos localizados em uma linha que passa pela região correspondente à segundos molares superiores e outra passando pela linha média. Os autores relataram que todas as próteses avaliadas nesta pesquisa exibiram algum grau de contração como resultado do processamento, sendo maior na região posterior, e que há uma relação direta entre o grau de contração e a quantidade de calor aplicada durante a polimerização. Os autores concluíram que as próteses confeccionadas com resina autopolimerizável apresentaram a melhor adaptação devido a menor tensão durante o processamento pois é realizado à baixa temperatura. As resinas termopolimerizáveis convencionais foram consideradas aceitáveis, apesar da contração observada, que pode ser atribuída à grande quantidade de resfriamento após processamento. As próteses processadas através da técnica de injeção do molde mostraram maior contração que os demais materiais, devido à alta temperatura de polimerização.

PEYTON & ANTHONY³⁸, em 1963, compararam a adaptação de próteses totais processadas por diferentes técnicas usando resina autopolimerizável, resina termopolimerizável e resina processada pela técnica de injeção do molde. A adaptação foi verificada através de um comparador modificado (Pantógrafo), em 9 pontos de uma secção localizada na região de segundos molares superiores. Os autores concluíram que próteses totais polimerizadas com resina

autopolimerizável apresentaram melhor adaptação, sendo este um método simples que envolve menor quantidade de equipamento. Próteses totais polimerizadas com resina termicamente ativada mostraram adaptação satisfatória e apesar do tempo total de processamento ser relativamente longo é mais eficiente em termos de produção. O método de injeção do molde apresentou adaptação similar mas requer pessoal especializado, com equipamento complicado e caro.

WOELFEL et al.⁶⁵, em 1965, realizaram uma avaliação clínica, num período de 3 a 6 anos, de 63 próteses totais confeccionadas com 11 tipos de materiais. Os autores observaram que a contração de molar à molar durante o processamento foi maior em próteses inferiores que em superiores, embora essas diferenças não tenham sido detectadas clinicamente. Próteses finas contraem 2 vezes mais quando removidas do modelo, pois não são rígidas o suficiente para resistir à liberação de tensões acumuladas durante o processamento, que manifesta-se primariamente na região posterior por causa de sua forma. As diferenças no processo de contração entre próteses do mesmo material são consequência da variação de forma e tamanho das próteses. A espessura é especialmente importante porque governa a dureza, limitando o grau de contração da prótese. Segundo os autores, expansão e contração ocorrem na distância molar à molar e borda à borda durante o uso.

LOVE et al.³¹, em 1967, estudando a etiologia da inflamação da mucosa e sua associação com o uso de próteses concluíram que a adaptação da dentadura tem influência direta na saúde dos tecidos de suporte. Salientaram a importância de manter o paciente portador de

prótese total ou parcial sempre em observação e que a remoção da prótese durante a noite reduz a incidência de inflamação assim como a escovação da prótese e da mucosa.

NISHII³⁶, em 1968, foi o primeiro autor a relatar a polimerização da resina acrílica por irradiação através de energia de microondas. Este método foi chamado de aquecimento dielétrico, onde o calor é imediato e uniformemente transferido tanto para a superfície como para as partes internas da resina acrílica. A energia de microondas é absorvida e imediatamente transformada em calor. O autor utilizou resina termopolimerizável convencional e muflas metálicas perfuradas. As microondas foram geradas em um oscilador magnético e foram transferidas para uma câmara, irradiando as muflas, durante 9, 10, 11 e 12 minutos. A adaptação das bases de prótese foi observada em amostras secas e úmidas após armazenagem em água a $37\pm1^{\circ}\text{C}$ por 24 dias. A discrepância entre a base de prótese e o modelo, pressionados com carga de 300 g, foi medida através de microscópio em 10 pontos localizados na borda posterior da região palatina. De acordo com os resultados, a porção central do palato mostrou a maior desadaptação. O autor concluiu que uma polimerização livre de porosidade pode ser obtida com muflas perfuradas diminuindo a energia de alta frequência. As propriedades físicas das resinas irradiadas por 11 minutos foram tão satisfatórias quanto às polimerizadas pela técnica convencional.

PICKETT & APPLEBY⁴⁰, em 1970, relataram um histórico do surgimento das resinas acrílicas juntamente com suas vantagens e desvantagens. Segundo os autores, a principal desvantagem seria a

alteração dimensional deste material, produzindo muitos espaços entre os modelos de gesso e as bases. Estes desajustes seriam resultantes da contração de polimerização e das diferenças no coeficiente de expansão térmica do modelo e da resina.

WINKLER et al.⁶², 1971, observaram alterações de adaptação de bases de próteses totais confeccionadas com 2 tipos de resina acrílica autopolimerizável. Para verificar a contração linear entre dois pontos referenciais localizados na região de segundos molares superiores utilizaram um microscópio comparador. Os autores concluíram que a média de contração de molar à molar nas bases finas foi de aproximadamente 2 vezes maior do que nas bases espessas. Isto acontece porque quando as próteses totais polimerizadas são removidas de seus modelos de gesso aquelas com secção mais espessa são rígidas o suficiente para resistir à liberação de tensões acumuladas durante a polimerização.

KRAUT²⁸, em 1971, comparou a adaptação de bases de prótese total confeccionadas com 2 tipos de resina fluída processadas em moldes de hidrocolóide à temperatura ambiente por 8 horas sob compressão, bases processadas com resina termopolimerizável convencional em um ciclo de 8 horas a 73°C e bases processadas convencionalmente com resina de reparo à frio, segundo indicação dos fabricantes. Após polimerização, o conjunto base de prótese-modelo foi seccionado ântero-posteriormente na região de linha média e a metade esquerda foi então seccionada transversalmente na região de segundo molar. O espaço entre a base de prótese e o modelo foi mensurado em 12 pontos, através de calibradores. A adaptação das bases foi verificada

no dia do processamento (e logo após foram removidas dos modelos e armazenadas em água), 3, 7, 30 dias (quando as bases permaneceram por um período de 48 horas expostas ao ar) e finalmente 32 dias após o processamento. Os dados foram submetidos à análise estatística que mostrou diferença significativa na adaptação das bases. Os autores concluíram que o método de polimerização usado para as resinas fluídas resultou em bases menos adaptadas aos modelos que as confeccionadas com resina termopolimerizável e resina de reparo à frio processada da maneira convencional, em muflas metálicas, no período em que foram armazenadas em água. Quando foram expostas ao ar por 48 horas, as bases confeccionadas em resina fluída foram mais afetadas que a resina convencional e de reparo à frio. As mudanças associadas à exposição ao ar resultaram em piora na adaptação das bases.

CARVALHO⁹, em 1972, estudou as principais alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica da base dos aparelhos protéticos totais, entre elas: contração térmica e de polimerização, porosidade, absorção e perda de água e distorção. Concluiu que a maneira mais correta de se proceder a fim de minimizar estas alterações é colocar a resina na mufla na fase plástica, o mais homogênea possível para evitar a presença de poros por contração localizada. Após condensação da resina na mufla sem parafusos, esta deverá permanecer por toda noite sob pressão em prensa dotada de molas para que haja melhor difusão do monômero no polímero. A polimerização deve ser feita em 2 estágios: 70° C durante 9 horas e 100° C durante 30 minutos. O resfriamento da mufla deve ser lento a partir da água em ebulição por toda noite antes da abertura da mufla,

evitando distorção. Após remoção do modelo a prótese total deve permanecer constantemente em água para evitar contração.

WOELFEL⁶³, em 1977, em seu artigo sobre processamento de próteses totais, relatou que a borracha dura vulcanizada foi demonstrada e patenteada por GOODYEAR, em 1851, sendo o material mais usado durante 80 anos na confecção de próteses totais antes da introdução da resina acrílica em 1936. As primeiras resinas contraíam excessivamente, apresentando alto índice de monômero residual, distorção, porosidade, alterações no posicionamento dental e deficiência na adaptação da base aos tecidos moles. Observou que as resinas termopolimerizáveis apresentam contração de polimerização de 1 a 2 mm na distância molar à molar e subsequente expansão quando imersas em saliva, compensando em parte a contração de processamento. Segundo o autor o coeficiente de expansão térmica linear do gesso é de 1/8 da resina. Então tensões internas são formadas na base de resina e são liberadas quando a prótese é removida do modelo de gesso.

BECKER et al.⁷, em 1977, investigaram as mudanças dimensionais relativas ao processamento da resina acrílica e à quantidade de distorção na região palatina, na borda da prótese e os movimentos dentais. Utilizaram resina termopolimerizável e resina fluída sobre modelos superiores onde foram fixados 7 pinos metálicos: 3 na crista do rebordo (1 na papila incisiva e 2 nas tuberosidades), 2 na região de borda posterior da prótese e 2 na linha média do palato. A mensuração entre as distâncias foi realizada através de comparador óptico em três tempos: antes do processamento, após a base ser

removida do modelo e após acabamento e polimento. Os dados foram submetidos à análise estatística. De acordo com os resultados os autores concluíram que as técnicas de processamento estudadas demonstraram mudanças tridimensionais na posição dos dentes e na superfície interna das próteses, porém de menor magnitude que estudos prévios. Nenhuma técnica de polimerização testada apresentou superioridade sobre outra quanto à estabilidade dimensional. A escolha sobre qual técnica de polimerização é mais desejável deve ser baseada na facilidade de processamento, custo de equipamentos especializados, tempo requerido e familiaridade com uma ou mais técnicas.

BARCO et al.⁶, em 1979, estudaram o efeito do reembasamento na adaptação e estabilidade de próteses totais superiores. Utilizaram resina termopolimerizável convencional para confecção de bases de prótese com e sem dentes, polimerizadas em banho de água por 1 hora e 30 minutos a 65°C seguida da elevação da temperatura para 74°C por 7 horas e, finalmente, 100°C por 30 minutos. Após polimerização, as muflas foram resfriadas sobre bancada, as bases removidas dos modelos e armazenadas em água por 28 dias. A adaptação das bases foi verificada através do peso de material de impressão interposto entre a base de prótese e o modelo metálico sob carga de 4,2 lb. A seguir as bases foram reembasadas com resina autopolimerizável durante 20 minutos sob pressão de 22 lb. A adaptação foi verificada novamente pela mesma técnica. Os dados foram submetidos à análise estatística. Os resultados indicaram que houve aumento significativo na distorção das bases de prótese construídas com dentes antes do reembasamento e, após o reembasamento, a adaptação melhorou significativamente. Um

dos achados interessantes desse estudo foi o aumento da distorção das bases de prótese com dentes quando comparadas com aquelas sem dentes. Este fenômeno pode ser explicado pelo comportamento térmico da resina acrílica abaixo da temperatura de transição vítrea. Os dentes ficam firmemente unidos ao gesso e a resina polimerizada sela perfeitamente os dentes. Assim, quando a contração térmica da resina ocorre, os dentes ficam firmemente presos no lugar, induzindo tensões complexas na base da prótese. Quando a mufla é aberta, ocorre a liberação de tensões, causando a distorção. Quando não existe a presença de dentes, a resina é livre para contrair contra o modelo.

GAY & KING¹⁷, em 1979, conduziram um experimento com o objetivo de determinar a possibilidade de processamento da resina acrílica através de calor seco. Amostras retangulares de resina com diferentes espessuras foram processadas à temperatura de 100°C por 10 minutos, 75°C por 15 minutos, 70°C por 20 minutos e 60°C por 30 minutos através de calor desenvolvido por duas placas aquecidas sob pressão e foram comparadas com amostras processadas pelo ciclo rápido (30, 45 e 60 minutos a 100°C) e longo de polimerização (9 horas a 75°C). Segundo os autores, bases de resina com espessura entre 0,5 e 3 mm podem ser polimerizadas através de placas aquecidas sob pressão nas temperaturas entre 60°C por 30 minutos a 100°C por 10 minutos. Espessura de resina acrílica superior a 3 mm não pode ser processada em ciclos curtos e/ou alta temperatura. Desta maneira, os autores concluíram que um ciclo de polimerização de 9 horas a 75°C evitaria possíveis porosidades internas em bases de resina espessas.

FIRTELL et al.¹⁵, em 1981, investigaram a relação entre temperatura de processamento e selamento periférico posterior. Bases de prova foram confeccionadas sobre modelo superior edentado com 2 lâminas de cera e polimerizadas com resina acrílica convencional nas temperaturas entre 57 a 82°C, aumentando-se gradativamente a temperatura em 5°C, totalizando 30 bases. Para minimizar a possibilidade de monômero residual como resultado de polimerização incompleta, utilizaram um ciclo de 12 horas. Após processamento, a distância entre a base de prótese e o modelo foi mensurada em microscópio óptico. Os dados foram submetidos à análise estatística. Não foi encontrada distorção significativa na região palatina quando as bases foram processadas na temperatura recomendada ou abaixo dela. Distorção significativa estatisticamente foi observada na região de selamento posterior quando as bases foram processadas acima da temperatura recomendada. Uma resina acrílica especialmente formulada para processamento em água a 100°C produziu distorção significativamente menor que a resina acrílica convencional.

KIMURA et al.²⁷, em 1983, estudaram a aplicação da energia de microondas para a polimerização de resinas acrílicas termopolimerizáveis convencionais. Verificaram a adaptação de bases de prótese polimerizadas em banho de água aquecida elevando a temperatura para 100°C em 60 minutos e permanecendo em ebulição por mais 30 minutos e energia de microondas por 3 minutos. Os resultados indicaram que embora a mistura monômero-polímero geralmente atinja a fase plástica em 15-20 minutos à temperatura ambiente, este tempo pode ser diminuído irradiando-se previamente a

mistura em microondas e tornando a massa mais homogênea. Em caso de próteses parciais removíveis, os autores observaram que os grampos de Cr-Co não influenciaram a polimerização da resina por microondas, e não foi observada porosidade ao redor dos mesmos. A qualidade da resina polimerizada por microondas foi considerada melhor que a processada em banho de água levando os autores a concluir que o fato de as microondas aquecerem o gesso e a resina de forma homogênea, faz com que a base de prótese total polimerizada por energia de microondas seja superior também em adaptabilidade em relação à aquecida em banho de água.

Continuando seus estudos, KIMURA et al.²⁵, em 1984, verificaram a adaptação de próteses totais confeccionadas com resina acrílica convencional polimerizadas por energia de microondas e por banho de água, através da medida do espaço entre o modelo original e a base de resina. A mensuração foi realizada por meio de um microscópio, em 5 pontos localizados na região posterior da base de prótese. Neste estudo os autores desenvolveram uma mufla especial para a irradiação em microondas, confeccionada em plástico reforçado com fibra de vidro e que foi denominada FRP (Fiberglass Reinforced Plastics), pois as microondas são refletidas na superfície de metal das muflas convencionais. Bases de prótese com espessura de 3 a 4,5 mm na região da crista do rebordo e 1,5 mm na região do palato foram polimerizadas através de microondas por 2 minutos e 30 segundos a 500 e 200 W do lado superior e inferior e através do banho de água por 40 minutos a 65°C e mais 30 minutos em água em ebulição. Para medir alterações de temperatura, um par termoeletrico foi ajustado na

base de resina e no revestimento de gesso. A adaptação das bases foi medida em diferentes condições: imediatamente após remoção da mufla, após 20 dias de armazenagem a 20°C e após 20 dias de armazenagem a 20°C seguidos de 2 dias de armazenagem em solução salina a 20°C. Os resultados indicaram que bases de resina polimerizadas por microondas mostraram melhor adaptação, e esta não foi afetada pelos diferentes meios de armazenagem, enquanto bases polimerizadas através do banho de água demonstraram desadaptação quando mantidas por longo período de tempo em ambiente a 20°C. Além disso, a contração de polimerização da resina foi maior nas porções mais espessas e diferentes espessuras entre a região do palato e a porção da crista do rebordo aumentam a desadaptação. Os autores explicam o fato devido aos diferentes gradientes de temperatura atingidos pelos dois métodos de polimerização, onde durante a irradiação por microondas a temperatura da resina e do centro do revestimento de gesso atinge 65°C em apenas 1 minuto e 30 segundos, ao passo que durante o banho de água para atingir esta mesma temperatura são necessários 30 minutos. Segundo os autores, este pequeno gradiente de temperatura resulta em melhor adaptação das bases de resina polimerizadas por energia de microondas.

SKINNER⁵⁰, em 1984, observou a importância dos cuidados durante os passos laboratoriais no processamento da resina acrílica. O autor descreveu que o resfriamento rápido da mufla produziu tensões internas na massa de resina acrílica tendo como resultado final uma alteração dimensional maior, podendo prejudicar a retenção e estabilidade da prótese total.

REITZ et al.⁴⁴, em 1985, compararam as propriedades físicas da resina termopolimerizável convencional polimerizada por energia de microondas com a polimerização em banho de água. Segundo os autores, o método por microondas requer muflas especiais confeccionadas em resina poliéster reforçadas com fibra de vidro e parafusos de policarbonato. Como vantagem esta técnica apresenta grande redução do tempo de polimerização (3 minutos a 400 W), menor tempo de fase plástica, massa mais homogênea, menos equipamentos pesados, método mais limpo, além de produzir base de prótese total com adaptação superior. De acordo com os autores a porosidade pode ser reduzida nas amostras polimerizadas em microondas aumentando-se o tempo e diminuindo a potência durante a polimerização (13 minutos a 90 W). Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa nas propriedades físicas das bases polimerizadas entre os métodos estudados.

HAYDEN¹⁹, em 1986, avaliou o processamento de bases de prótese total por energia de microondas e através do método convencional de polimerização em banho de água aquecida. Utilizou amostras com espessura uniforme de 2 mm, sem dentes, polimerizadas da seguinte forma: a) banho de água aquecida a 73°C por 9 horas (ciclo longo); b) banho de água aquecida a 73°C por 1 hora e 30 minutos (ciclo curto); c) energia de microondas a 700 W por 2 minutos de cada lado do corpo de prova; d) energia de microondas a 90 W por 6 minutos e 30 segundos de cada lado do corpo de prova. Relatou que a energia de microondas aparentemente excita as moléculas de água no interior do gesso, e em consequência disso, produz calor no molde, que

excita as moléculas da resina causando a polimerização. Segundo o autor, diferentes combinações de copolímeros e diferentes tamanhos de partículas podem agir diferentemente quando polimerizadas por energia de microondas. Os resultados de seu estudo indicam que o processamento em microondas a 90 W por 13 minutos não foi satisfatório, pois apenas uma em cada três amostras foi totalmente polimerizada neste tempo. As outras apresentaram odor característico de monômero mostrando que a polimerização foi incompleta. A polimerização a 700 W (potência alta) por 4 minutos produziu amostras sem monômero residual e sem porosidade, similares ao método convencional de processamento em banho de água aquecida. Neste estudo o autor observou que a mufla reforçada com fibra de vidro não expande durante a irradiação em microondas e como consequência ocorre a fratura da mufla após poucos processamentos.

WOLFAARDT et al.⁶⁷, em 1986, analisaram a influência de vários fatores nas mudanças dimensionais da resina acrílica de polimetil metacrilato. Concluíram que as mudanças dimensionais variam de acordo com a localização, espessura da base e ciclo de polimerização. Secções espessas que foram expostas a um ciclo longo de polimerização mostraram contração com tendência a diminuir completamente na periferia. É possível que a expansão térmica inicial da resina acrílica seja inadequada para compensar a subsequente contração térmica e de polimerização, resultando em contração geral. Quando expostas a um ciclo rápido de polimerização mostraram expansão na periferia e subsequente contração com tendência a aumentar na zona central. Este comportamento pode ser resultado da rápida transferência de calor

para a periferia, produzindo excessiva expansão térmica da resina acrílica. Secções finas processadas pelo ciclo longo mostraram contração central com tendência a reduzir na periferia, onde ocorreu expansão. Quando expostas a um ciclo curto as bases apresentaram expansão com tendência a aumentar na periferia. Segundo os autores, as mudanças dimensionais são muito complexas e requerem maiores investigações.

CARON et al.⁸, em 1986, observaram a influência do tempo e temperatura na resistência à flexão das resinas acrílicas Acron, Lucitone e Clássico, utilizadas na confecção de bases de próteses totais. Foram obtidos corpos de prova retangulares com 2 mm de espessura, processados em banho de água aquecida em 4 ciclos diferentes de polimerização, partindo da temperatura ambiente até alcançar 65°C com um aumento de tempo de 20 minutos de um ciclo para o outro. Para todos os ciclos a temperatura subiu de 65°C para 100°C em 30 minutos, permanecendo neste patamar por 60 minutos. Os resultados dos testes aplicados nas amostras indicaram que as resinas Acron e Lucitone sofrem pouca influência do tempo de polimerização e a resina Clássico a maior influência, demonstrando resistência à flexão pouco maior que as outras resinas.

DE CLERCK¹², em 1987, investigou a polimerização da resina acrílica usada em próteses dentais. Comentou que a polimerização da resina acrílica tende a ser tão rápida quanto a temperatura for aumentada. Porém, quando o monômero atinge a temperatura de ebulição (100,8°C), há formação de bolhas e porosidade no interior da resina. Segundo o autor, a energia de microondas pode ser utilizada

para gerar calor no interior da resina eliminando a necessidade de transferência de calor da água quente através de várias estruturas até atingir a resina como a mufla, o gesso pedra e o modelo. Para esta técnica há a necessidade de se usar muflas especiais reforçadas com fibra de vidro, pois as microondas são refletidas na superfície de metal das muflas convencionais, não apresentando efeito sobre a resina, e um forno de microondas programável, embora um equipamento especialmente desenhado para este fim mostrará melhores resultados. O autor concluiu que a energia de microondas economiza tempo e custo além de oferecer as mesmas propriedades físicas quando comparada ao método convencional de polimerização.

POLYZOIS et al.⁴³, em 1987, fizeram um estudo comparativo da estabilidade dimensional de 3 resinas de rápida polimerização (20 a 25 minutos em água em ebulição), 1 convencional e 1 de alta resistência ao impacto processadas em um ciclo longo de polimerização (8 horas a 70°C). Utilizaram próteses totais superiores demarcadas com 4 pontos de referência: um na região vestibular anterior, um na região vestibular de molares de cada hemi-arco e um na região do palato. As medidas entre os pontos de referência foram realizadas através de compasso calibrado. Os resultados indicaram que todas as bases de prótese total contraíram após polimerização e, após armazenagem em água por uma semana, apresentaram expansão. A contração linear das bases foi menor que 1% e a alteração da distância de borda à borda e de molar à molar foi menor que 0,5 e 0,2 mm respectivamente. As próteses confeccionadas pelo ciclo rápido de polimerização apresentaram menor distorção na área médio palatina do que a resina convencional e de alto

impacto polimerizadas pelo método convencional. Os autores concluíram que embora estas alterações dimensionais sejam insignificantes, há necessidade de estudos clínicos posteriores para se estabelecer a correlação com os achados laboratoriais.

KIMURA et al.²⁶, em 1987, desenvolveram gessos com diferentes composições na tentativa de melhorar a adaptação das bases de prótese polimerizadas por energia de microondas. Acrescentaram pó de alumínio , ferro, carvão e fibra de carbono ao gesso pedra do modelo e de inclusão. Utilizaram resina convencional que foi polimerizada em forno de microondas doméstico equipado com prato giratório a 500 W por 90~180 segundos. A temperatura do modelo e do revestimento foi registrada por pares termoeletrônicos. A adaptação das bases foi verificada através da mensuração da face interna da resina ao modelo de gesso em 5 pontos de uma secção posterior de próteses superiores: fundo de sulco direito e esquerdo, crista do rebordo direito e esquerdo e linha média. Os autores concluíram que a adaptabilidade das bases de prótese polimerizadas em microondas durante 2 minutos e 30 segundos usando gesso reforçado com 20 e 30% em peso de pó de alumínio foi respectivamente de 20 a 50% melhor que os materiais convencionais.

HUGGETT et al.²¹, em 1987, avaliaram algumas propriedades da resina acrílica para base de prótese total processadas pelo método convencional de banho de água aquecida, vapor de água e por sistemas de polimerização à seco. Para este estudo utilizaram um forno de ar seco, tratamento vulcanizado, aquecimento desenvolvido por dois pratos aquecidos eletricamente aplicados em uma mufla sob

compressão, aquecimento dielétrico da resina, luz infravermelha e energia de microondas. As amostras foram preparadas cuidadosamente adotando-se a mesma temperatura e tempo de polimerização para todos os sistemas: 7 horas a 70°C seguidas de 3 horas a 100°C. O resfriamento das muflas foi em bancada. Os resultados dos testes mostraram que as propriedades mecânicas e físicas das bases de prótese total não são estatisticamente diferentes quando polimerizadas pelo calor seco ou úmido.

AL DOORI et al.¹, em 1988, compararam propriedades físicas das resinas acrílicas utilizadas para confecção de bases de prótese total polimerizadas por energia de microondas e pela técnica convencional. Utilizaram 4 tipos de resina acrílica: 3 polimerizadas durante 7 horas a 70°C seguidas de 3 horas a 100°C (ciclo longo) e 1 polimerizada durante 20 minutos a 100°C (ciclo curto). As amostras incluídas em muflas plásticas especiais reforçadas com fibra de vidro foram polimerizadas em forno de microondas doméstico equipado com prato giratório, para absorção uniforme das microondas durante a operação, por 24 minutos a 70 W. Os autores relatam que as moléculas do metil metacrilato dentro de um campo magnético mudam rapidamente de direção, consequentemente numerosas colisões intermoleculares causam rápido aquecimento por fricção molecular. Os resultados mostraram como vantagem da polimerização em microondas a limpeza de processamento e manejo do equipamento, porém não encontraram vantagem desta técnica em relação ao método super rápido de polimerização em água aquecida. Segundo os autores, uma microonda é uma onda eletromagnética produzida por um gerador (Magnetron),

com comprimento entre 1 mm e 30 cm, comprimento maior que raios infravermelhos (porém menor energia), mas menor que as ondas de rádio e televisão (portanto maior energia).

CHEN et al.¹⁰, em 1988, avaliaram o efeito da espessura e do ciclo de polimerização na estabilidade dimensional de bases de próteses totais superiores confeccionadas em resina acrílica. Utilizaram as resinas Lucitone e Hircoe nas espessuras de 1,5, 3 e 5 mm adotando dois ciclos de polimerização: 9 horas a 74°C e 1 hora a 74°C mais 30 minutos a 100°C. Após o processamento, as bases de prótese total foram recolocadas nos respectivos modelos onde então avaliou-se a contração molar à molar e a alteração dimensional na região palatina posterior, com um microscópio comparador. Os autores concluíram que todas as dentaduras apresentaram contração como resultado do processamento e que a espessura da base é um fator significativo na magnitude da contração que ocorre durante a polimerização. Na região posterior pôde ser observada discrepância visual entre a base e o modelo na ordem de 0,23 a 0,58 mm. Dentaduras mais espessas apresentaram menor contração molar à molar, mas maior alteração dimensional na área palatina posterior quando comparada com dentaduras mais finas. Mudanças lineares de molar à molar podem ser corrigidas clinicamente através de ajustes oclusais, entretanto, a região palatina posterior é uma área crítica em relação à retenção e uma grande discrepância nesta área dificilmente pode ser corrigida após processamento.

TRUONG & THOMASZ⁵⁹, em 1988, analisaram as propriedades físicas das resinas acrílicas para base de prótese total polimerizadas em

água em ebulição e por energia de microondas. Utilizaram para este estudo as resinas QC 20, Vertex RS, Ivocryl e Trevalon, proporcionadas e manipuladas de acordo com instruções dos fabricantes. As bases polimerizadas em banho de água foram incluídas em muflas metálicas, colocadas em grampos de polimerização e imersas diretamente em água em ebulição, quando a fonte de calor foi imediatamente desligada. Após 20 minutos a fonte de calor foi religada e as muflas permaneceram em água fervente por mais 10 minutos. As bases irradiadas em microondas foram incluídas em muflas plásticas especiais reforçadas com fibra de vidro (FRP) e polimerizadas em um microondas doméstico. Para avaliar porosidade, as amostras foram pré-polimerizadas durante 1 minuto a 90 W e posteriormente polimerizadas por um dos seguintes ciclos: a) 13 minutos a 90 W; b) 24 minutos a 90 W; c) 30 minutos a 90 W e d) 6 minutos a 60 W e 6 minutos a 90 W, e todos os ciclos seguidos de 2 minutos a 500 W. Todas as muflas foram resfriadas em água corrente por 20 minutos. Para avaliação das outras propriedades físicas, a resina Trevalon foi polimerizada por energia de microondas durante 13 minutos a 90 W e 2 minutos a 500 W. Pela análise dos resultados os autores concluíram que, em relação às propriedades físicas das resinas, não há diferença estatisticamente significativa entre os métodos de polimerização estudados.

TAKAMATA et al.⁵⁸, em 1989, pesquisaram a adaptação de 5 resinas acrílicas usadas para base de prótese modificando o método de ativação. Para este estudo utilizaram a resina Acron polimerizada em água aquecida por 30 minutos a 70°C e 30 minutos a 100°C; Acupac 20 ativada em banho de água aquecida durante 20 minutos a 100°C e no

microondas por 13 minutos a 90 W na posição vertical e 1 minuto e 30 segundos a 500 W na posição horizontal; PERform ativada quimicamente, Triad ativada por luz e Acron MC polimerizada em microondas durante 3 minutos a 500 W. A adaptação das bases de prótese foi avaliada e comparada por duas maneiras: baseada no peso do material de impressão interposto entre a base de resina e o modelo em uma balança analítica e pela mensuração de 5 pontos referenciais localizados na região posterior de próteses superiores, 1 na linha média, 2 na região de fundo de sulco vestibular e 2 na região correspondente à crista do rebordo alveolar. A mensuração foi efetuada em um microscópio comparador e os dados submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey ao nível de significância de 5%. De acordo com os resultados, todas as resinas apresentaram contração de processamento. Os autores concluíram que o grupo de pior adaptação foi o da resina Acron polimerizada em banho de água aquecida. A resina fotoativada Triad e a Acupac 20 ativada pelo banho de água aquecida ou microondas formaram o grupo de intermediária adaptação. A resina Acron MC polimerizada em microondas e a resina ativada quimicamente PERform apresentaram a melhor adaptação. Segundo os autores, diferentes coeficientes de expansão térmica da resina e do gesso agravam a contração da resina por causa de tensões internas acumuladas na prótese total. A combinação de contração de polimerização, contração térmica, liberação de tensões após separação prótese-modelo diminuem a adaptação da prótese aos tecidos de suporte.

TAKAMATA & SETCOS⁵⁷, em 1989, em uma revisão da literatura sobre alteração dimensional das resinas acrílicas polimerizadas pelos métodos convencional, químico, luz visível e energia de microondas concluíram que a introdução de tensões durante o processamento das resinas pode conduzir à distorção das bases de prótese total. Segundo os autores, a ativação química, por luz visível e energia de microondas têm sido apresentadas como métodos alternativos para minimizar as alterações dimensionais das bases de prótese total, assim como simplificar o trabalho laboratorial.

LEVIN et al.³⁰, em 1989, conduziram um estudo comparativo entre o convencional banho de água aquecida e a energia de microondas para a polimerização de resinas acrílicas. Utilizaram um forno de microondas doméstico e as potências de 400 W por 2 minutos e 30 segundos em cada lado da amostra e 90 W durante 6 minutos e 30 segundos de cada lado da amostra. Os resultados não mostraram diferença estatisticamente significativa em relação à adaptação entre os métodos estudados e, embora as propriedades físicas das bases irradiadas por microondas sejam aproximadamente as mesmas das bases processadas pelo convencional banho de água, pesquisas devem continuar. Os autores ressaltam que a polimerização em microondas apresenta a vantagem de grande redução do tempo de polimerização, facilidade de manipulação e limpeza. A maior desvantagem está relacionada às muflas plásticas especiais requeridas para esta técnica que, além de serem relativamente caras, tem tendência a quebrar após processamento de muitas próteses devido expansão da resina e do

gesso. Além disso, é essencial utilizar a resina indicada para cada método de processamento.

JACKSON et al.²³, em 1989, verificaram a alteração dimensional de bases de prótese total polimerizadas pela técnica de injeção do molde e pelo banho de água aquecida, antes e após o polimento. Um comparador dental descrito por Rupp (1957) foi utilizado para realizar a mensuração de 6 pontos referenciais localizados na região central do palato, 9 na região próxima à tuberosidade e 9 na região "pos-dam", simultaneamente, na base e no modelo mestre. Baseados nas mensurações do comparador, os autores verificaram que não houve diferença estatisticamente significativa na alteração dimensional das bases de resina acrílica processadas pelos 2 métodos e houve alguma alteração como resultado do polimento, porém a direção das mudanças foi imprevisível.

POLYZOIS⁴², em 1990, relatou que um dos principais fatores que contribuem para a retenção de uma prótese é a tensão superficial de pequeno filme de saliva interposto entre a base de prótese e os tecidos de suporte, e as forças resultantes são máximas quando a distância entre a base e os tecidos é mínima. Além disso, os tecidos orais têm mostrado notáveis propriedades de adaptação, mas isto não quer dizer que eles estejam sadios e normais sob condições que requeiram mudanças na ordem de 1 mm ou mais. O autor investigou a adaptação de bases de prótese total superiores aos modelos de gesso processadas pelo método convencional e por 2 métodos de ancoragem. Um método de ancoragem consiste na adição de uma borda na região posterior da base de prótese se estendendo 8 mm sobre o modelo. O

outro consiste na confecção de 6 orifícios na região posterior do modelo, 3 de cada lado da linha média. Após polimerização as bases foram recolocadas sobre seus respectivos modelos de gesso e o conjunto prótese-modelo foi seccionado transversalmente na região de segundos molares e, sagitalmente na região de linha média. A discrepância entre base e modelo foi medida com microscópio comparador em 7 pontos na secção transversal e 4 na sagital. Os dados foram submetidos à análise estatística. Os resultados mostraram que as próteses confeccionadas pelos métodos de ancoragem apresentaram melhor adaptação que as do método convencional. Os autores concluíram que os métodos de ancoragem podem ser usados com sucesso para a confecção de próteses totais pois são métodos rápidos e simples. A maior discrepância ocorreu na porção central da borda posterior palatina, nos 2 sentidos de corte analisados.

LATTA et al.²⁹, em 1990, testaram a estabilidade dimensional de 4 resinas para base de prótese total, entre elas: Hy-Pro Lucitone, PERform, SR Ivocap e Acellar 20. Utilizaram um sistema tridimensional de mensuração baseado em radiografias. Um pedaço de chumbo foi incorporado no modelo de gesso e na base da prótese, em locais pré-estabelecidos. Radiografias oclusal, frontal e lateral, com a mesma angulação, foram realizadas em 4 intervalos de tempo: antes do processamento, após o processamento, imediatamente após remoção do modelo e 30 dias depois. Estudos prévios constataam que a contração linear de processamento da resina pode variar de 0,2 a 0,5%. Quando analisadas tridimensionalmente, as alterações ficaram em torno de 0,2 a 8,1% na dimensão frontal, 0,2 a 9% na lateral e 1% na oclusal.

Também constatou-se diferença significativa nas mudanças posicionais do metal entre as resinas estudadas.

MCKINSTRY & ZINI³³, em 1990, descreveram um método de confecção de muflas próprias para a irradiação em microondas e resistentes à moldagem por compressão. Segundo os autores estas muflas são fortes e de baixo custo, construídas com resina líquida e fibra de vidro, usadas em reparo de automóveis. Os autores também descreveram um método de processamento em microondas utilizando estas muflas e que produziu bons resultados: após inclusão da base de prova, a mufla foi colocada em microondas por 1 minuto na potência máxima para a completa plastificação da cera. A mufla foi então aberta e lavada com solução de água fervente e detergente e em seguida levada ao microondas por 8 minutos na potência máxima para secar o gesso. Após resfriamento da mufla, as superfícies foram isoladas, a resina manipulada e, na fase plástica, levada ao molde quando procedeu-se a prensagem pela técnica de rotina. A mufla permaneceu 15 minutos sobre bancada antes de ser levada ao microondas por 25 minutos na potência baixa e 1 minuto e 30 segundos na potência alta. A mufla permaneceu 1 hora resfriando sobre bancada antes de ser aberta. O acabamento e polimento das bases de prótese foram realizados da maneira convencional.

HOGAN & MORI²⁰, em 1990, desenvolveram um método de contínua medição da temperatura durante a irradiação por energia de microondas. Para este estudo utilizaram um forno de microondas doméstico com potência de 500 W e frequência de operação de 2450 MHz. As temperaturas obtidas com este método foram comparadas com

aquelas medidas intermitentemente com o termômetro de mercúrio. Segundo os autores, a observação visual ou medidas intermitentes podem resultar em subestimação da temperatura encontrada durante a irradiação em microondas. A água contida no modelo de gesso tem importante papel durante o processamento em microondas.

AL-HANBALI et al.², em 1991, compararam a adaptação das bases de resina acrílica submetidas a duplo ciclo de polimerização. Para este estudo utilizaram 2 resinas e 3 ciclos de tratamento: Acron polimerizada por 7 horas a 70°C mais 3 horas a 100°C (ciclo longo), Acron Rapid processada em 20 minutos a 100°C (ciclo curto) e Acron irradiada em forno de microondas doméstico equipado com prato giratório durante 25 minutos a 65 W. A deficiência de adaptação da base em relação ao modelo foi avaliada pela interposição de um material de impressão entre ambos, formando índices que foram preenchidos com gesso e seccionados na região posterior. A distância base de prótese-modelo de gesso foi mensurada por meio de microscópio comparador em 7 pontos da secção transversal posterior. A seguir, todas as bases foram submetidas a um segundo ciclo de polimerização com a adição de nova resina acrílica na área correspondente ao rebordo alveolar. Novamente a adaptação do bordo posterior de cada base foi avaliada. A medida da espessura da camada de silicona revelou que todas as bases de resina distorceram, tanto no primeiro como no segundo ciclo de polimerização. Os 7 pontos referenciais não só se moveram em quantidades diferentes mas também em direções diferentes. Os autores concluíram que o método por microondas apresentou menor distorção que o método do banho

de água aquecida, especialmente na região central do palato. Este estudo sugere que o microondas oferece vantagem similar em relação ao tempo de processamento quando comparado ao ciclo curto de polimerização.

SANDERS et al.⁴⁷, em 1991, analisaram a adaptação de resinas acrílicas polimerizadas por energia de microondas e pelo método convencional de banho de água aquecida. Bases de prótese total foram confeccionadas com 2 resinas convencionais e 1 específica para microondas. Utilizaram os seguintes ciclos de polimerização: banho de água a 74°C por 9 horas e irradiação em microondas a 90 W durante 6 minutos e 30 segundos de cada lado da amostra. As bases foram recortadas na porção posterior do palato, na região correspondente à primeiros molares, armazenadas em água e recolocadas em seus modelos mestres sob carga de 20 lb em direção vertical. O espaço existente entre a base de resina e o modelo foi registrado com uma escala graduada em 5 pontos da secção posterior correspondentes à: crista do rebordo direito e esquerdo, linha média e ponto intermediário entre a crista e a linha média direito e esquerdo. Os resultados da mensuração mostraram que a região correspondente à crista do rebordo sofreu a menor discrepância de adaptação e a região da linha média a maior. Os autores concluíram que as resinas especialmente formuladas para processamento em microondas não mostraram melhor adaptação que as outras 2 resinas e que o método por microondas produz bases de prótese total tão bem adaptadas quanto o método do banho de água.

WALLACE et al.⁶¹, em 1991, observaram a alteração dimensional de resinas acrílicas polimerizadas por energia de microondas variando-se a potência e o tempo de polimerização. Amostras confeccionadas com a resina Lucitone foram incluídas em muflas plásticas reforçadas com fibra de vidro e polimerizadas em forno de microondas equipado com prato giratório e frequência de 2450 MHz, em um dos seguintes ciclos: a) 86 W por 13 minutos mais 448 W por 2 minutos; b) 86 W por 6 minutos e 30 segundos de cada lado da amostra mais 448 W por 1 minuto de cada lado; c) 241 W por 10 minutos e 397 W por 2 minutos e 30 segundos de cada lado da amostra. Para o grupo controle os corpos-de-prova foram incluídos em muflas metálicas e polimerizadas convencionalmente pelo banho de água a 74°C por 9 horas. Para avaliar a alteração dimensional mensurações foram realizadas em comparador óptico entre 7 pontos de referência: 1 na região de crista alveolar anterior, 2 na região de segundos molares, 2 na região "pos-dam" e 2 na linha média. Os resultados demonstraram que as bases processadas por energia de microondas apresentam igual ou melhor estabilidade dimensional do que as processadas convencionalmente. Segundo os autores, na técnica por microondas, nenhum grupo específico mostrou estabilidade dimensional superior quando comparado aos outros grupos. Concluíram que a técnica de polimerização em microondas é mais limpa e mais eficiente em termos de tempo do que a técnica convencional e produz excelente estabilidade dimensional. Este método deve ser considerado para a aplicação clínica em próteses. Durante este estudo,

os autores não observaram fratura das muflas especialmente formuladas para irradiação em microondas.

TURCK et al.⁶⁰, em 1992, investigaram a alteração dimensional de próteses totais polimerizadas por energia de microondas e por luz visível comparando-as com a convencional polimerização em banho de água aquecida. A alteração dimensional foi verificada através de um sistema computadorizado - Sistema Michigam MCGCMS - que mede o espaço entre a base de prótese e o modelo mestre tridimensionalmente. Os resultados não mostraram diferença estatisticamente significativa de um modo geral, porém em locais específicos a técnica de ativação por luz visível produziu maior distorção que a técnica convencional e por microondas.

SALIM et al.⁴⁶, em 1992, examinaram a alteração dimensional de amostras retangulares de 3 resinas acrílicas polimerizadas por 3 métodos de processamento: a) Bio Resin, polimerizada em banho de água aquecida a 70°C por 90 minutos seguidos de 30 minutos a 100°C; b) SR-Ivocap, banho de água a 100°C durante 35 minutos sob pressão de 6 atm seguido de 10 minutos de resfriamento em água sob pressão e c) Acron MC, polimerizada por irradiação em microondas durante 3 minutos a 500 W. A alteração dimensional das amostras foi avaliada com um microscópio em 4 pontos e calculada através da alteração do vetor V, que é um método conveniente e apropriado para comparar mudanças dimensionais de amostras retangulares. Segundo os autores, o sistema SR-Ivocap exibiu menor alteração dimensional que o método convencional e por microondas, sendo que os 2 últimos métodos apresentaram alteração similar.

SMITH & POWERS⁵², em 1992, compararam a adaptação relativa de bases de prótese total, sem dentes, confeccionadas com 7 resinas acrílicas, quando polimerizadas por diferentes métodos. A adaptação na região de molar à molar foi avaliada em 3 tempos: após processamento, após polimento e após armazenagem em água. De acordo com os resultados, os autores concluíram que as próteses polimerizadas por energia de microondas (Acron MC), calor moderado (Perform a 45°C) e luz visível (Triad) apresentaram melhor adaptação que próteses processadas em altas temperaturas (Lucitone 199 a 74°C, Accelar 20, Compak e Permacryl 20 a 100°C). A tradicional resina termopolimerizável (Lucitone) mostrou adaptação média após armazenagem em água. Segundo os autores, embora este estudo tenha sido conduzido usando bases sem dentes, o mesmo padrão de desajuste pode ser esperado para bases com dentes.

PHILLIPS³⁹, em 1993, relatou que existem muitos fatores, além da adaptação da base de prótese, que serão responsáveis por sua eficiência durante a função a ser desempenhada na boca. Entretanto, a adaptação aos tecidos moles é muito importante, uma vez que a força máxima de mordida de um paciente que usa dentadura artificial é de somente 1/6 daquela exercida por uma pessoa com dentição natural. Dessa maneira, é necessário que a adaptação da base de prótese à estrutura bucal seja a mais próxima possível, para impedir a perda de eficiência mastigatória. No processamento da base, existem inúmeros ciclos de polimerização, sendo o mais aceito aquele que utiliza um tempo de 9 horas a 74°C, sem ebulição no final. É um ciclo longo que utiliza baixa temperatura. Observou que a contração de polimerização

é distribuída por toda a superfície da base da prótese total. Segundo o autor existem métodos alternativos para a ativação da reação de polimerização, como o método de ativação por energia de microondas, sendo este um método mais limpo e rápido que a polimerização em água quente. Bases de prótese total processadas por microondas apresentam propriedades físicas comparáveis e adaptação semelhante ou superior às processadas pelos métodos convencionais.

ELAHI & ABDULLAH¹⁴, em 1994, estudaram a discrepância de adaptação na região posterior de bases de prótese total superiores confeccionadas com resina acrílica autopolimerizável. Foram analisadas 5 técnicas de polimerização, imediatamente após o processamento, utilizando um microscópio para mensurar a distância entre a base e o modelo, em 3 pontos correspondentes à: crista do rebordo direito e esquerdo e linha média. Os resultados indicaram que todas as técnicas apresentaram alteração dimensional como resultado do processamento, sendo atribuída à contração linear e volumétrica própria da resina acrílica. Segundo os autores a distorção da base afeta a adaptação e estabilidade da prótese na boca, além de prejudicar a oclusão.

ILBAY et al.²², em 1994, investigaram o processamento de bases de prótese total por energia de microondas através de 21 diferentes métodos de polimerização, variando a potência e o tempo de irradiação. Utilizaram para este estudo a resina acrílica termopolimerizável convencional Meliodent, proporcionada e manipulada de acordo com especificações do fabricante e acondicionada em mufla de teflon parafusada. A respeito da qualidade da resina e em termos de cor, textura e porosidade, o melhor resultado obtido foi em amostras

polimerizadas durante 3 minutos a 500 W. A potência mais baixa utilizada demonstrando resultados satisfatórios foi a de 110 W durante 10 minutos. De acordo com resultados de testes mecânicos e físicos, os autores concluíram que a resina acrílica convencional usada para a confecção de bases de prótese total pode seguramente ser polimerizada por microondas.

CORREA¹¹, em 1994, pesquisando alterações dimensionais na região posterior de próteses totais superiores, concluiu que o aumento das bases utilizando 2 lâminas de cera rosa nº 7 na região do palato diminuiu a alteração dimensional em relação àquelas com menor espessura.

DYER & HOWLETT¹³, em 1994, analisaram a estabilidade dimensional de resinas acrílicas especialmente formuladas para irradiação em microondas (Acron MC, 3 minutos a 500 W) com a resina acrílica formulada para polimerização rápida em banho de água aquecida (Meliodent, 22 minutos a 100°C) e examinaram a distorção de ambas quando reparadas com resina para polimerização em microondas (Acron MC, 2 minutos a 500 W). Utilizaram um forno de microondas doméstico, equipado com prato giratório, com potência máxima de 500 W e frequência de operação de 2450 MHz. A adaptação foi avaliada pela medida da espessura de um material de impressão interposto entre a base de prótese e o modelo, com microscópio comparador, em 7 pontos localizados na secção posterior do índice de silicona, antes e após o reparo. Os resultados mostraram que todas as bases de resina acrílica para microondas distorceram após polimerização inicial e seguida de reparo. A maior distorção ocorreu na

região de linha média palatina. A resina acrílica formulada para polimerização em microondas não ofereceu vantagens em termos de estabilidade dimensional em relação às resinas convencionais polimerizadas pelo método rápido de banho de água.

SADAMORI et al.⁴⁵, em 1994, examinaram a influência da espessura e localização de monômero residual em amostras de resina acrílica polimerizadas por 3 métodos: convencional, resina fluída e microondas. Os resultados sugerem que a alteração dimensional e a estabilidade da prótese total confeccionada em resina acrílica pode ser influenciada pelo método de processamento, espessura das bases e pela forma e tamanho das próteses.

GARCIA¹⁶, em 1995, verificou a adaptação e porosidade de bases de próteses submetidas a duplo ciclo de polimerização. Foram confeccionados modelos em gesso pedra, e sobre estes, bases de resina acrílica convencional polimerizadas em banho de água aquecida durante 9 horas a 74°C formando o grupo 1 e 2; e bases de resina específica para irradiação em microondas foram construídas sobre os modelos e polimerizadas em forno de microondas doméstico, equipado com prato giratório, durante 3 minutos a 500 W, formando o grupo 3. A adaptação foi verificada através do peso de um material de impressão interposto entre a base de resina e o modelo mestre, sob carga de 2 kg. A seguir todas as bases foram reembasadas pelo método de adição, sendo que aquelas dos grupos 1 e 3 foram reembasadas com o mesmo material e técnica de polimerização. As bases do grupo 2 foram preenchidas com resina convencional, porém polimerizadas em forno de microondas durante 3 minutos a 500 W. A adaptação foi reavaliada

da maneira descrita acima. Concluiu-se que a resina convencional, quando polimerizada no primeiro ciclo pelo método convencional e no segundo ciclo através de microondas apresentou adaptação semelhante ao método convencional de reembasamento.

ARIOLI FILHO⁵, em 1997, analisou a influência da forma geométrica dos palatos triangular, oval e plano e o tempo de armazenagem em água na adaptação das bases de prótese total superiores confeccionadas com resina acrílica termopolimerizável. Após polimerização, acabamento e armazenagem em água, as bases foram cimentadas em seus respectivos modelos com adesivo instantâneo e seccionadas em um aparelho específico com serra manual, executando-se cortes látero-laterais padronizados correspondentes à região “pos-dam”, fossas centrais de primeiros molares e distal de caninos. O desajuste entre a base de resina acrílica e o modelo mestre foi mensurado por meio de um microscópio comparador linear. Os resultados indicaram significância estatística ao nível de 5% entre as formas geométricas do palato, tendo o palato plano apresentado os menores desajustes. O palato triangular demonstrou os maiores valores de desajustes entre a base e o modelo. A localização dos cortes também apresentou valores significantes estatisticamente, sendo que o corte mais posterior revelou os maiores desajustes, seguido pelo corte mediano e anterior.

PITTA⁴¹, em 1997, observou alterações oclusais em próteses totais superiores polimerizadas por banho de água aquecida e energia de microondas, antes e após o polimento. Utilizou a resina acrílica Lucitone 550 para formar 3 grupos de estudo. As amostras do grupo I

foram incluídas em muflas metálicas convencionais e polimerizadas em banho de água aquecida a 73°C por 9 horas. As amostras do grupo II foram incluídas em muflas plásticas especiais reforçadas com fibra de vidro e polimerizadas em forno de microondas doméstico, equipado com prato giratório, a 440 W por 4 minutos enquanto as amostras do grupo III foram polimerizadas por energia de microondas a 80 W durante 15 minutos. Os ângulos formados pela intersecção das retas que representavam o prolongamento das vertentes triturantes das cúspides méso palatinas dos primeiros molares superiores foram medidos antes da polimerização, após a polimerização e após o polimento. Os dados foram submetidos à análise estatística. Os resultados indicaram que os 3 métodos de polimerização estudados apresentaram alterações nas inclinações das cúspides, sendo que a menor alteração foi encontrada nas próteses polimerizadas em microondas a 440 W por 4 minutos. O método convencional de polimento alterou significativamente a inclinação das cúspides das amostras estudadas. Neste estudo, a autora ressalta que toda vez que o Magnetron é acionado ele emite radiação equivalente a 100% de sua potência. Quando selecionamos uma potência inferior à máxima, o Magnetron emite radiação total, mas não durante todo o tempo regulado no botão seletor. Esta radiação é emitida na forma de pulsos, de forma que a resultante da energia seja equivalente ao total desejado, pois a emissão de radiação não é constante e sim pulsante.

5. Proposição

5.Proposição

O propósito deste estudo foi verificar as alterações de adaptação de bases de prótese total superior confeccionadas com resina acrílica ativada termicamente, ocorridas sob a influência de 3 técnicas de polimerização:

- 1- convencional
- 2- por calor seco
- 3- por energia de microondas.

6. Metodologia

6. Metodologia

6.1 - Materiais

Os tipos de resinas acrílicas ativadas termicamente, fabricantes e marcas comerciais são apresentados no Quadro 1. O produto Clássico é uma resina acrílica convencional, baseada no polimetil metacrilato, ativada termicamente. O material Acron MC é uma resina acrílica baseada no copolímero de polimetil metacrilato/etilacrilato e o líquido é o metil metacrilato, cuja ativação é feita por energia de microondas.

Quadro 1 - Tipo, fabricante e marca comercial das resinas acrílicas ativadas termicamente.

TIPO	FABRICANTE	MARCA COMERCIAL
Resina Acrílica ativada termicamente	Artigos Odontológicos Clássico Ltda, São Paulo	Clássico
Resina Acrílica ativada termicamente	G.C. Dental Ind. Corp., USA	Acron MC

6.2 - Método

6.2.1 - Preparo dos corpos-de-prova

6.2.1.1 - Confeção dos modelos em gesso

Foram confeccionados 30 modelos padrões em gesso pedra tipo III (Herodent) proporcionado e manipulado de acordo com as instruções do fabricante, (100 g / 30 ml) a partir de um molde de borracha RTV-3120 (Reforplás Ltda), representando uma arcada superior desdentada normal.

6.2.1.2 - Confeção das bases de prova

Para a confecção das bases de prova foram utilizadas 2 lâminas de cera rosa nº 7^{11,15} (Wilson), plastificadas em água a 45°C.

Inicialmente, a primeira lâmina de cera foi adaptada sobre o modelo, com leve pressão digital, recortando os excessos. A segunda lâmina foi adaptada da mesma maneira sobre a primeira. A espessura final das lâminas (Figura 1), com aproximadamente 2 mm, foi controlada com um paquímetro digital (Mauser).

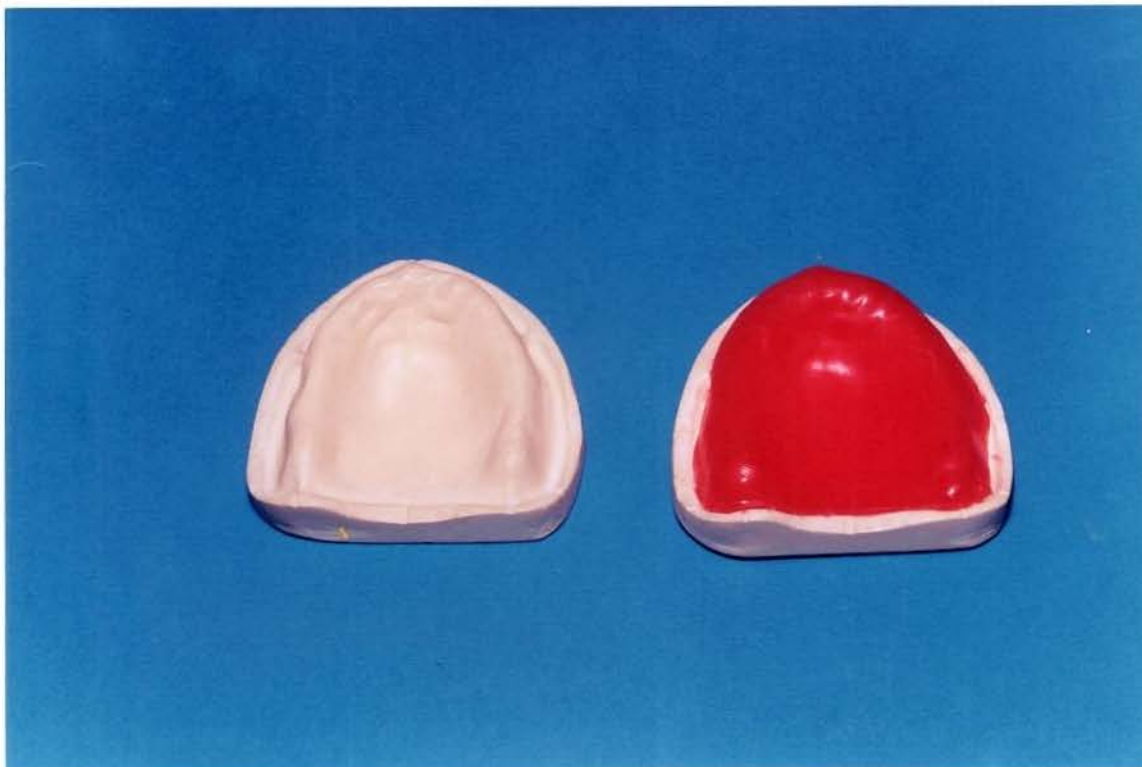


Figura 1: Lâminas de cera adaptadas sobre modelo de gesso.

Em seguida, os modelos foram divididos aleatoriamente em 3 grupos de 10 elementos e incluídos em mufla pela técnica convencional, a fim de se confeccionar bases de prótese total com resinas acrílicas termopolimerizáveis (Figura 2) através dos seguintes tratamentos experimentais:

Grupo 01: prensagem em mufla metálica com resina termopolimerizável (Clássico) e polimerização em banho de água aquecida a $74 \pm 2^\circ\text{C}$ por 9 horas (método convencional)³⁹.

Grupo 02: prensagem em mufla metálica com resina termopolimerizável (Clássico) e polimerização por calor seco (estufa) a $74\pm 2^{\circ}\text{C}$ por 9 horas.

Grupo 03: prensagem em mufla plástica com resina termopolimerizável (Acron MC) e polimerização por energia de microondas a 900 W durante 3 minutos.



Figura 2: Resinas acrílicas termopolimerizáveis utilizadas para confecção das bases de prótese total.

6.2.1.3 - Inclusão e eliminação da cera

Os modelos padrões dos grupos 01 e 02 com as respectivas bases em cera foram isolados com vaselina sólida (Sidepal) aplicada com

um pincel e, a seguir, incluídos na parte inferior de muflas metálicas nº 5,5 (DCL) (Figura 3) com gesso comum (Chaves S/A), na proporção de 0,50 (150 g / 75 ml), segundo especificação do fabricante. Após a reação de presa, toda a superfície correspondente ao gesso foi novamente isolada com fina camada de vaselina sólida (Sidepal). A inclusão completa foi efetuada preenchendo-se cuidadosamente a contra-mufla com gesso pedra tipo III (Herodent), na proporção de 0,30 (250 g / 83 ml), segundo indicação do fabricante.

Decorrido o tempo de presa do gesso (45 minutos), as muflas foram colocadas em água em ebulição por 10 minutos, para a completa plastificação da cera. Após remoção da água, as muflas foram abertas, a cera removida e o gesso lavado com solução de água aquecida e detergente doméstico (ODD)³³.



Figura 3: Mufla metálica convencional utilizada para os grupos 01 e 02.

Os modelos padrões do grupo 03 foram incluídos em muflas plásticas especiais (Figura 4), reforçadas com fibra de vidro (GC FRP Flask H.K. Type), da mesma maneira descrita para os grupos 01 e 02.

Decorrido o tempo de presa do gesso, as muflas plásticas foram colocadas em água em ebulição, agora por 15 minutos, para a completa plastificação da cera. Após remoção da água e abertura das muflas, a cera foi removida e o gesso lavado com solução de água aquecida e detergente doméstico³³ (ODD).



Figura 4: Mufla plástica especial reforçada com fibra de vidro utilizada para o grupo 03.

6.2.1.4 - Prensagem e polimerização

Toda a superfície de gesso foi isolada com Cel-lac (S.S.White). Para os grupos 01 e 02, a resina acrílica termopolimerizável rosa médio (Clássico) foi preparada na proporção volumétrica pó/líquido de 3/1, em pote de vidro com tampa (Jon), de acordo com instrução do fabricante. Quando a resina atingiu a fase plástica⁹, foi inserida na parte interna superior da mufla e prensada lentamente em prensa hidráulica de bancada (Delta), tendo uma folha de celofane umedecida com água interposta entre a mufla e a contra-mufla. Após a abertura da mufla, remoção do papel celofane e dos excessos de resina, procedeu-se a prensagem final pela técnica de rotina. Após 5 minutos, as muflas foram retiradas da prensa de bancada e transferidas para grampos de mola (OGP).

As muflas do grupo 01 foram levadas para a termopolimerizadora de controle automático (Termotrom), com água à temperatura ambiente, calibrada para o ciclo de polimerização de 9 horas a $74 \pm 2^{\circ}\text{C}$ ³⁹.

As muflas do grupo 02 foram levadas para uma estufa de esterilização e secagem (Odontobrás E.L-1.1), à temperatura ambiente, onde foram submetidas a um ciclo de polimerização por calor seco de 9 horas a $74 \pm 2^{\circ}\text{C}$. A temperatura no interior da estufa foi controlada com um termômetro, atingindo 74°C em aproximadamente 1 hora, permanecendo constante pelo período determinado para este ciclo, quando então a estufa foi desligada. As muflas permaneceram no interior da estufa até a temperatura interna se igualar à ambiente.

Para o grupo 03 foi preparada a resina acrílica termopolimerizável rosa Acron-MC (G.C. Dental Ind. Corp.), especial para polimerização em forno de microondas, proporcionada e manipulada de acordo com as indicações do fabricante. Durante a fase plástica³³ a resina foi colocada na parte interna superior da mufla, a qual em seguida foi fechada e parafusada (Figura 5).

As muflas foram então levadas ao forno de microondas doméstico (Continental AW 42) equipado com prato giratório¹, com frequência de operação de 2450 MHz, onde foram polimerizadas durante 3 minutos, com potência de 900 W.



Figura 5: Mufla plástica fechada e parafusada.

6.2.1.5 - Abertura das muflas, remoção e acabamento das bases

Após esfriamento à temperatura ambiente, as muflas foram abertas e as bases de prótese total separadas de seus respectivos modelos. Os excessos grosseiros das bordas foram removidos com broca Maxi-Cut, evitando-se assim possíveis interferências na adaptação das bases nos respectivos modelos.

6.2.1.6 - Fixação das bases de prótese

As bases em resina foram fixadas em seus respectivos modelos com adesivo Super Bonder (Loctite), colocado na região correspondente à crista do rebordo alveolar, sob carga estática de 1 kg, durante 5 minutos.

6.2.1.7 -Recorte do conjunto base de prótese-modelo

O conjunto base de prótese-modelo foi posicionado e fixado num dispositivo desenvolvido pela Área Prótese Total, para o seccionamento (Figura 6). Desta maneira foi possível padronizar o recorte dos modelos evitando sua movimentação durante este procedimento. Foram realizados 3 cortes látero-laterais e 3 ântero-posteriores, paralelos entre si, com uma serra manual orientada pela mesa fixadora.

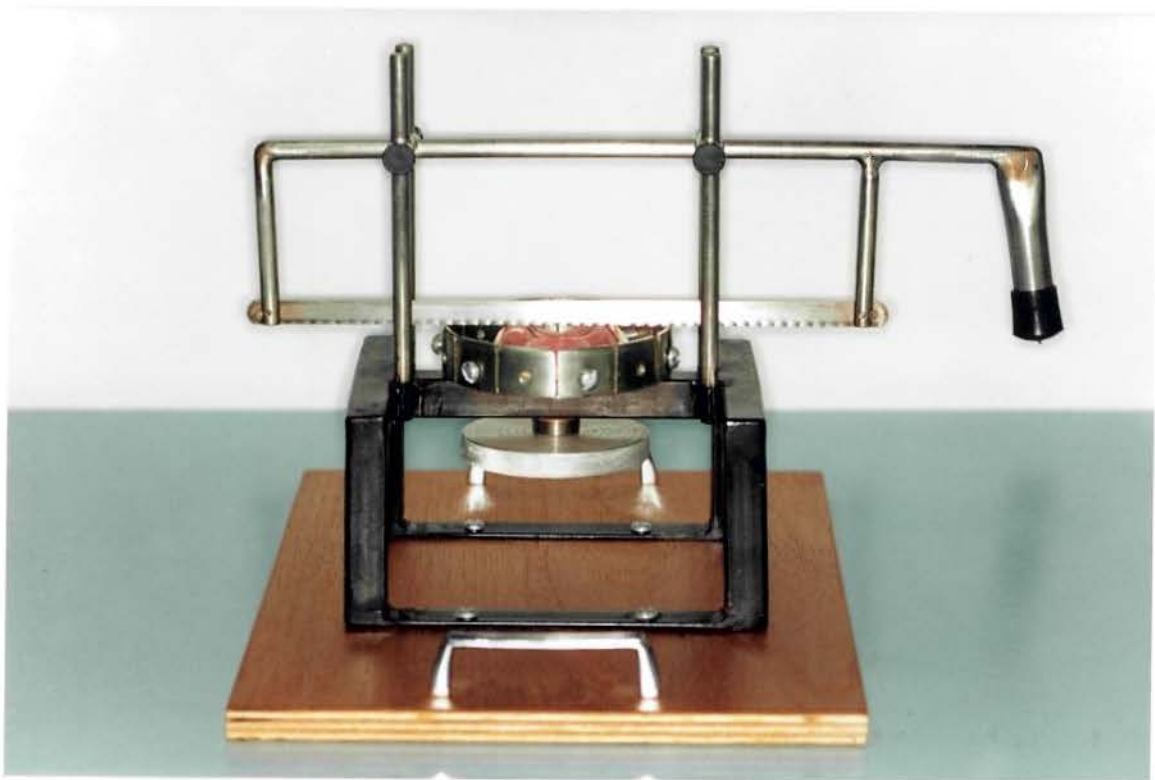


Figura 6: Aparelho desenvolvido pela Área Prótese Total para o recorte do conjunto base de prótese-modelo.

Os cortes látero-laterais foram efetuados entre os pontos correspondentes à distal de caninos direito e esquerdo (A), mesial de primeiros molares direito e esquerdo (B) e região “pos-dam” (C) (Figura 7).

Os cortes ântero-posteriores foram efetuados na região correspondente à crista do rebordo direito (A) e esquerdo (C) e na posição central do palato¹⁴ (B) (Figura 7). Para cada ciclo de polimerização foram obtidos 10 conjuntos base de prótese-modelo,

separados aleatoriamente, 5 para os cortes no sentido látero-lateral, e 5 para os cortes no sentido ântero-posterior, totalizando 30 modelos.

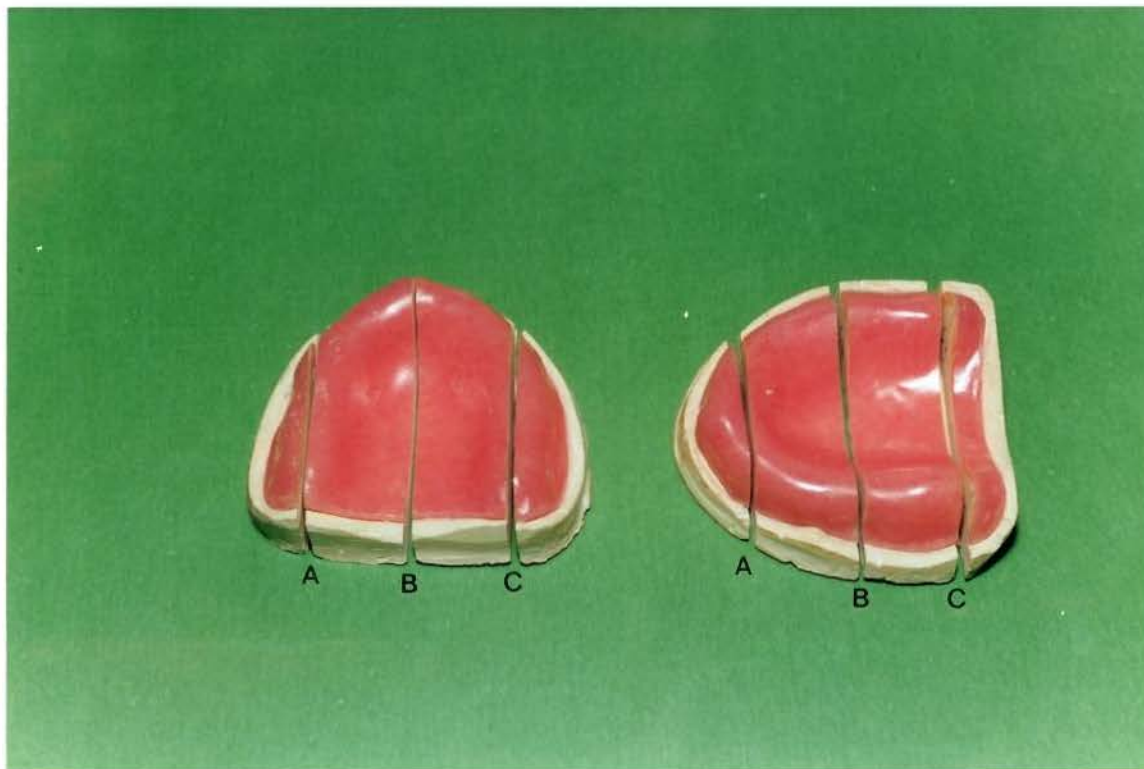


Figura 7: Cortes ântero-posteriores e látero-laterais das bases de prótese total.

6.2.1.8 - Avaliação dos resultados

A alteração dimensional ocorrida na resina acrílica, responsável pelo desajuste das bases de prótese em relação ao modelo, ocasionadas pelas diferentes técnicas de polimerização, foram avaliadas nas secções dos modelos por meio de um microscópio comparador (Leitz-Alemanha). A distância entre a borda interna da base de prótese total e

a borda externa do modelo de gesso foi medida em 5 pontos referenciais para cada tipo de corte, a saber:

Corte látero-lateral:

Corte A - Região de distal de caninos

- ponto no fundo de sulco vestibular direito
- ponto na crista do rebordo direito
- ponto na linha média
- ponto na crista do rebordo esquerdo
- ponto no fundo de sulco esquerdo

Corte B - Região de mesial de primeiros molares

- ponto no fundo de sulco vestibular direito
- ponto na crista do rebordo direito
- ponto na linha média
- ponto na crista do rebordo esquerdo
- ponto no fundo de sulco vestibular esquerdo

Corte C - Região "pos-dam"

- ponto no fundo de sulco vestibular direito
- ponto na crista do rebordo direito
- ponto na linha média
- ponto na crista do rebordo esquerdo
- ponto no fundo de sulco vestibular esquerdo

Corte ântero-posterior:

Corte A - Região de crista do rebordo direito

- ponto no fundo de sulco vestibular
- ponto na crista do rebordo anterior
- ponto médio da crista do rebordo
- ponto na tuberosidade
- ponto na linha "pos-dam"

Corte B - Região de linha média do palato

- ponto no fundo de sulco vestibular
- ponto na crista do rebordo anterior
- ponto no rebordo palatino descendente
- ponto médio do palato
- ponto na linha "pos-dam"

Corte C - Região de crista do rebordo esquerdo

- ponto no fundo de sulco vestibular
- ponto na crista do rebordo anterior
- ponto médio da crista do rebordo
- ponto na tuberosidade
- ponto na linha "pos-dam"

7.Resultados

7.Resultados

Os dados das alterações de adaptação das bases de prótese total confeccionadas com resina acrílica ativada termicamente foram submetidos à análise estatística e as médias ao teste de Tukey ao nível de significância de 5%.

As Tabela 1 e Figura 8 mostram o teste de Tukey aplicado para as médias de desajustes dos diferentes métodos de polimerização. De um modo geral, todas as técnicas avaliadas neste estudo produziram distorções sem diferença estatisticamente significativa.

Tabela 1: Médias de desajustes (mm) de acordo com o tipo de polimerização.

Aparelho	Médias de desajustes		D.P.*
Termopolimerizadora	0,047333	a	0,051924
Estufa	0,050333	a	0,048600
Microondas	0,065667	a	0,062405

* Desvio Padrão.

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância de 5%.

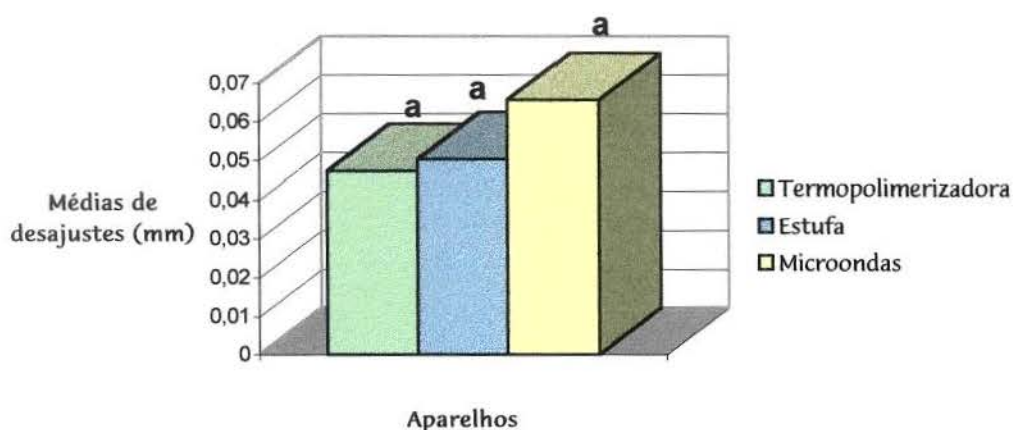


Figura 8: Ilustração gráfica das médias de desajustes (mm) de acordo com o tipo de polimerização.

Nos cortes látero-laterais, a análise estatística demonstrou que:

No corte A, passando pela região correspondente à distal de caninos direito e esquerdo, não foi constatada diferença estatisticamente significativa entre as três técnicas de polimerização estudadas. No corte B, passando pela região correspondente à mesial de primeiros molares direito e esquerdo, não houve diferença estatisticamente significativa entre as três técnicas de polimerização estudadas. No corte C, passando pela região correspondente à linha “pos-dam”, não houve diferença estatisticamente significativa entre as três técnicas de polimerização estudadas (Tabela 2 e Figura 9).

Tabela 2: Médias de desajustes (mm) dos cortes A, B e C, de sentido látero-lateral.

Aparelho	Médias de desajustes		
	Corte A	Corte B	Corte C
Termopol.	0,024 a \pm 0,032*	0,060 a \pm 0,065*	0,080 a \pm 0,055*
Estufa	0,012 a \pm 0,026*	0,036 a \pm 0,028*	0,074 a \pm 0,049*
Microondas	0,000 a \pm 0,000*	0,076 a \pm 0,030*	0,092 a \pm 0,039*

*Desvio Padrão.

Médias seguidas por letras distintas na linha diferem entre si ao nível de significância de 5%.

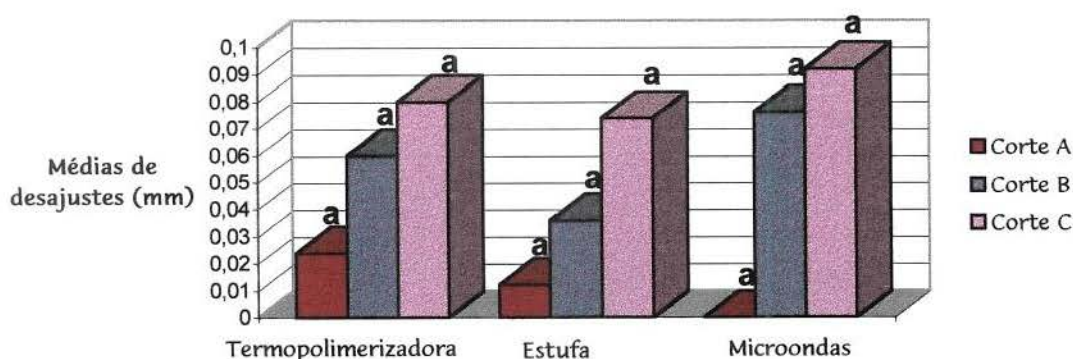


Figura 9: Ilustração gráfica das médias de desajustes (mm) dos cortes látero-laterais de acordo com o tipo de polimerização.

Nos cortes ântero-posteriores, a análise estatística demonstrou que:

No corte A, passando pela região correspondente à crista do rebordo alveolar direito, no corte B, passando pela região correspondente à linha média e no corte C, passando pela região correspondente à crista do rebordo alveolar esquerdo, não foram constatadas diferenças estatisticamente significantes para as três técnicas de polimerização estudadas (Tabela 3 e Figura 10).

Tabela 3: Médias de desajustes (mm) dos cortes A, B e C, de sentido ântero-posterior.

Aparelho	Médias de desajustes		
	Corte A	Corte B	Corte C
Termopol.	0,004 a \pm 0,005*	0,104 a \pm 0,015*	0,012 a \pm 0,026*
Estufa	0,022 a \pm 0,017*	0,120 a \pm 0,038*	0,038 a \pm 0,035*
Microondas	0,024 a \pm 0,033*	0,142 a \pm 0,038*	0,060 a \pm 0,084*

*Desvio Padrão.

Médias seguidas por letras distintas na linha diferem entre si ao nível de significância de 5%.

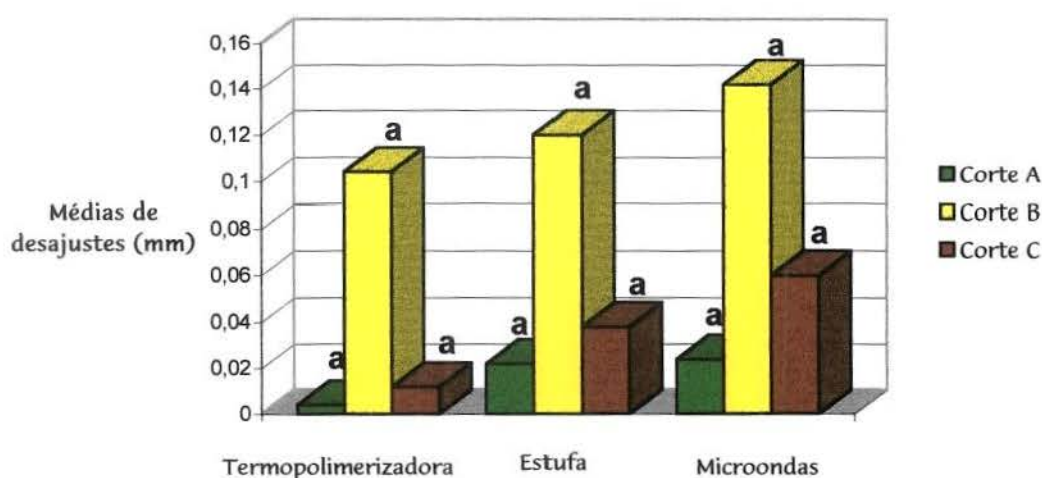


Figura 10: Ilustração gráfica das médias de desajustes (mm) dos cortes ântero-posteriores de acordo com o tipo de polimerização.

Quando foi analisado o fator corte látero-lateral e ântero-posterior, o teste de Tukey revelou diferença estatisticamente significativa na adaptação das bases de prótese total (Tabela 4 e Figura 11).

Tabela 4: Médias de desajustes (mm) para as posições A, B e C, independente do material e do sentido de corte.

Corte	Médias de desajustes		D.P.*
A	0,014333	c	0,023442
B	0,089667	a	0,051158
C	0,059333	b	0,054894

* Desvio Padrão.

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância de 5%.

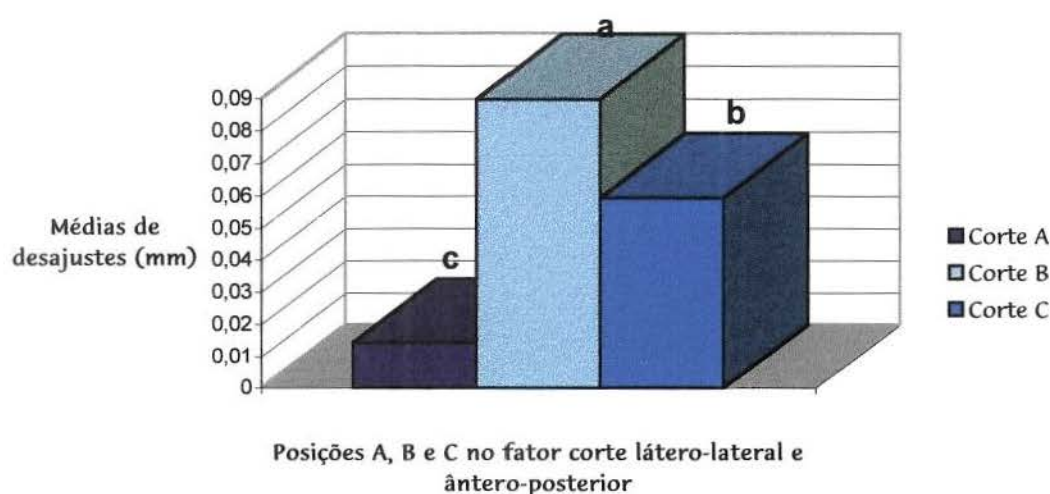


Figura 11: Ilustração gráfica das médias de desajustes (mm) para as posições A, B e C, independente do material e do sentido de corte.

Quando o fator corte foi analisado dentro de uma mesma técnica, verificamos que:

Na técnica da termopolimerizadora não foi encontrada diferença estatisticamente significativa na adaptação entre os cortes látero-laterais (Tabela 5 e Figura 12). Entretanto, na técnica da estufa, o corte A foi semelhante ao B e o B ao C, porém A foi diferente de C (Tabela 6 e Figura 13), enquanto na técnica do microondas ocorreu o mesmo comportamento estatístico entre os cortes B e C, porém diferentes do A, que mostrou a melhor adaptação (Tabela 7 e Figura 14).

Tabela 5: Médias de desajustes (mm) dos cortes látero-laterais das bases de prótese total polimerizadas na termopolimerizadora.

Corte	Médias de desajustes		D.P.*
A	0,024000	a	0,032863
B	0,060000	a	0,065192
C	0,080000	a	0,055678

* Desvio Padrão.

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância de 5%.

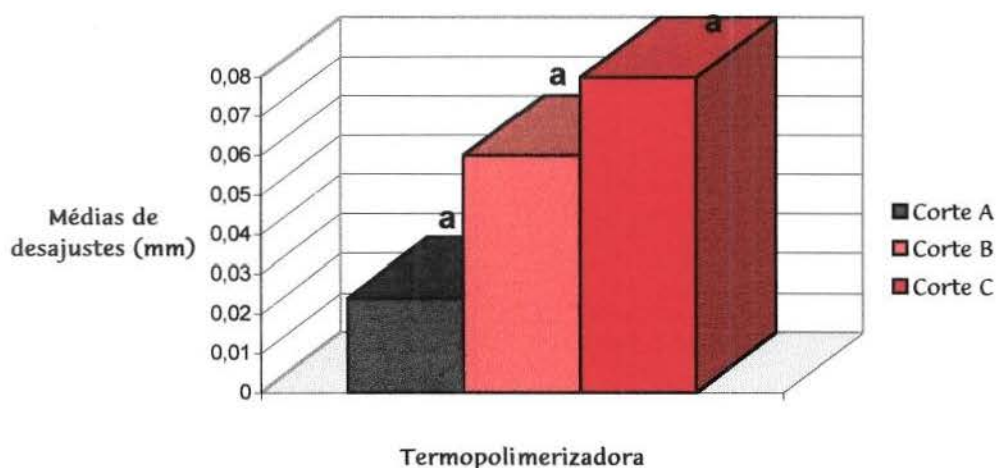


Figura 12: Ilustração gráfica das médias de desajustes (mm) dos cortes látero-laterais das bases de prótese total polimerizadas na termopolimerizadora.

Tabela 6: Médias de desajustes (mm) dos cortes látero-laterais das bases de prótese total polimerizadas na estufa.

Corte	Médias de desajustes		D.P.*
A	0,012000	b	0,026833
B	0,036000	ab	0,028810
C	0,074000	a	0,049800

* Desvio Padrão.

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância de 5%.

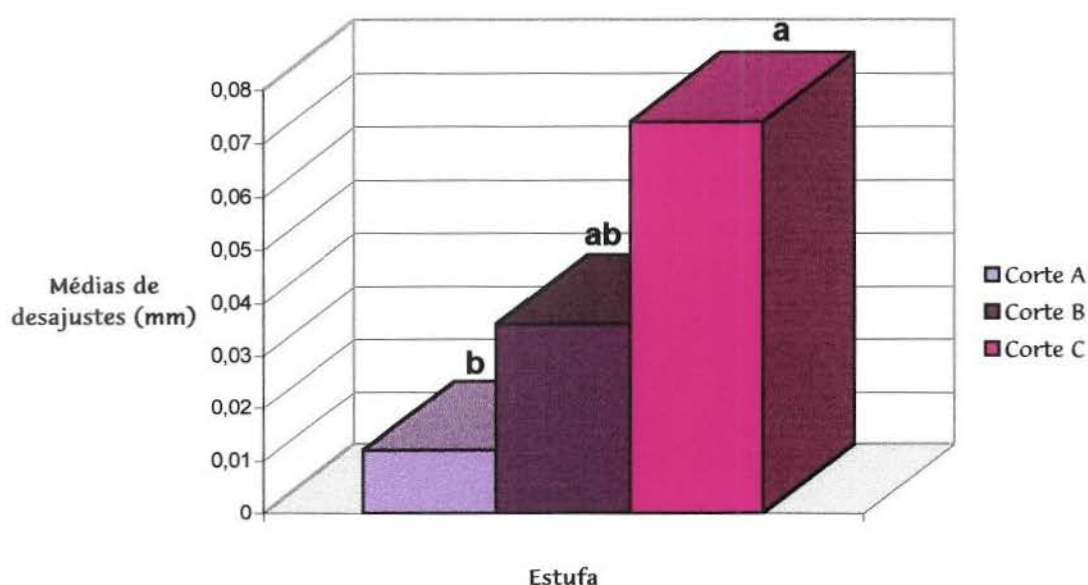


Figura 13: Ilustração gráfica das médias de desajustes (mm) dos cortes látero-laterais das bases de prótese total polimerizadas na estufa.

Tabela 7: Médias de desajustes (mm) dos cortes látero-laterais

das bases de prótese total polimerizadas por energia de microondas.

Corte	Médias de desajustes		D.P.*
A	0,000000	b	0,000000
B	0,076000	a	0,030496
C	0,092000	a	0,039623

* Desvio Padrão.

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância de 5%.

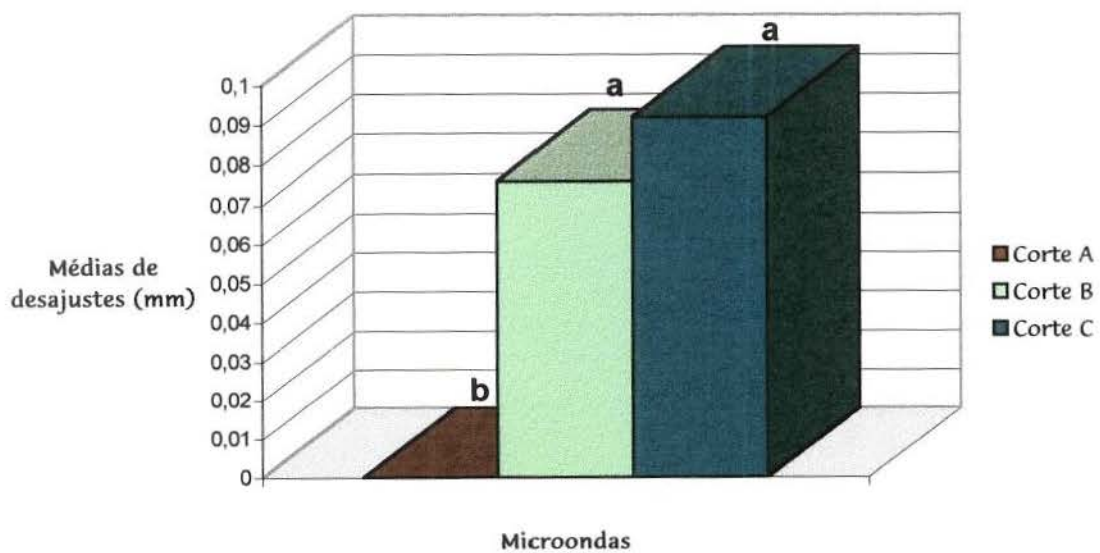


Figura 14: Ilustração gráfica das médias de desajustes (mm) dos cortes látero-laterais das bases de prótese total polimerizadas por energia de microondas.

Por outro lado, quando os cortes ântero-posteriores foram analisados, verificamos um comportamento estatístico semelhante entre eles nas três técnicas de polimerização estudadas. Neste caso, o corte B foi diferente estatisticamente dos cortes A e C pois mostrou o maior desajuste (Tabelas 8 , 9 e 10 e Figuras 15, 16 e 17).

Tabela 8: Médias de desajustes (mm) dos cortes ântero-posteriores das bases de prótese total polimerizadas na termopolimerizadora.

Corte	Médias de desajustes		D.P.*
A	0,004000	b	0,005477
B	0,104000	a	0,015166
C	0,012000	b	0,026833

* Desvio Padrão.

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância de 5%.

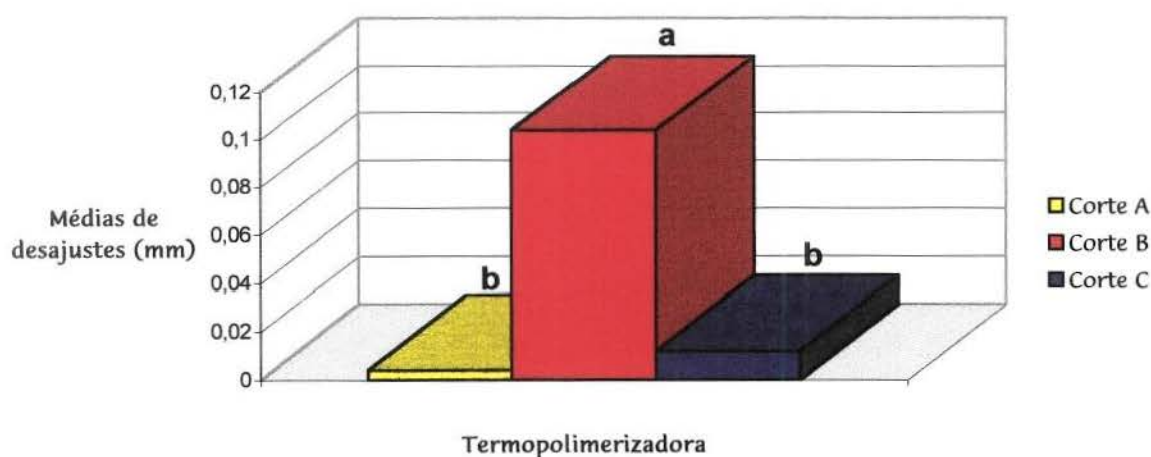


Figura 15: Ilustração gráfica das médias de desajustes (mm) dos cortes ântero-posteriores das bases de prótese total polimerizadas na termopolimerizadora.

Tabela 9: Médias de desajustes (mm) dos cortes ântero-posteriores das bases de prótese total polimerizadas na estufa.

Corte	Médias de desajustes		D.P.*
A	0,022000	b	0,017889
B	0,120000	a	0,038079
C	0,038000	b	0,035637

* Desvio Padrão.

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância de 5%.

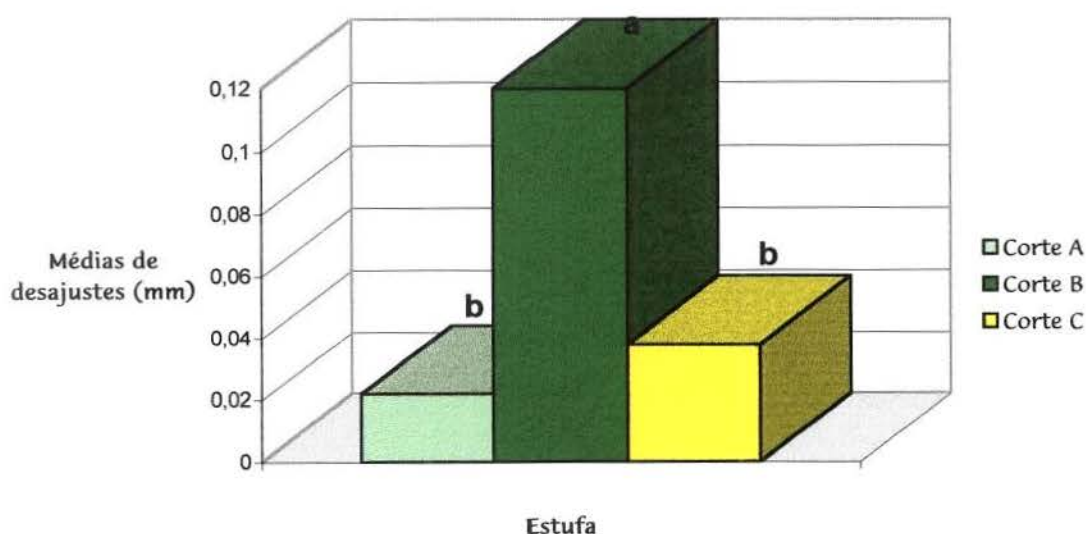


Figura 16: Ilustração gráfica das médias de desajustes (mm) dos cortes ântero-posteriores das bases de prótese total polimerizadas na estufa.

Tabela 10: Médias de desajustes (mm) dos cortes ântero-posteriores das bases de prótese total polimerizadas por energia de microondas.

Corte	Médias de desajustes		D.P.*
A	0,024000	b	0,033615
B	0,142000	a	0,038987
C	0,060000	b	0,084853

* Desvio Padrão.

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância de 5%.

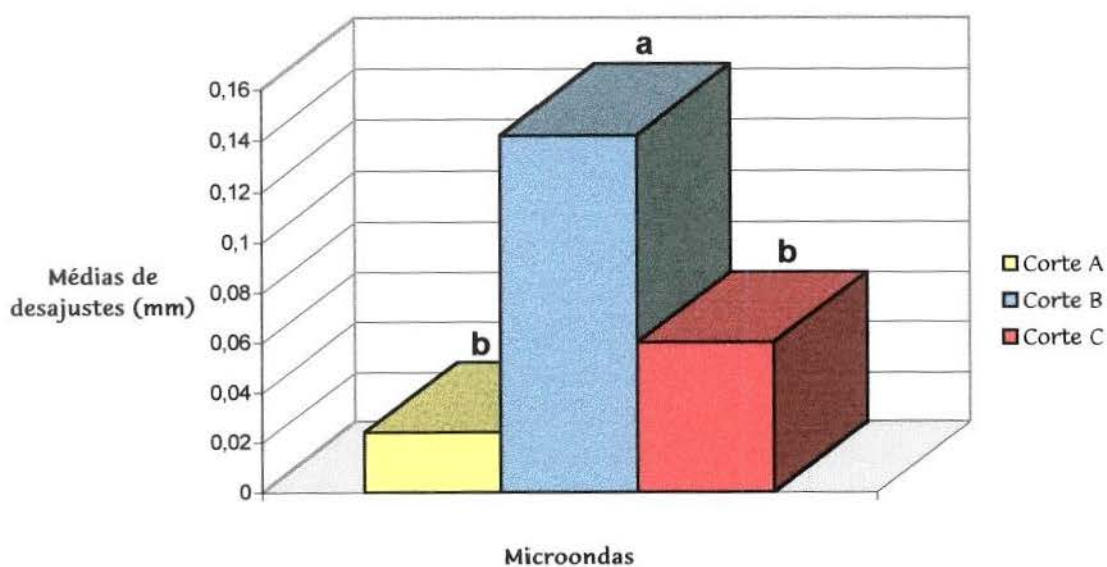


Figura 17: Ilustração gráfica das médias de desajustes (mm) dos cortes ântero-posteriores das bases de prótese total polimerizadas por energia de microondas.

As Tabela 11 e Figura 18 apresentam dados sem diferença estatisticamente significativa ao nível de 5% pelo teste de Tukey quando se compara as médias obtidas pela mensuração dos cortes látero-laterais e ântero-posteriores, independente da técnica polimerização e da localização dos cortes.

Tabela 11: Médias de desajustes (mm) entre os cortes látero-laterais e ântero-posteriores das bases de prótese total, independente da técnica de polimerização e da localização dos cortes.

Corte	Médias de desajustes		D.P.*
Látero-lateral	0,050444	a	0,048615
Ântero-posterior	0,058444	a	0,060301

*Desvio Padrão.

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância de 5%.

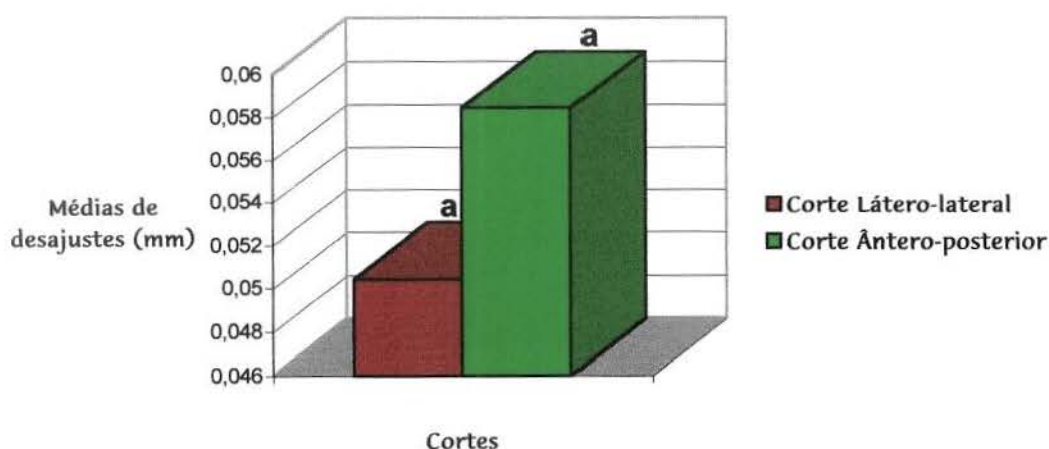


Figura 18: Ilustração gráfica das médias de desajustes (mm) entre os cortes látero-laterais e ântero-posteriores das bases de prótese total, independente da técnica de polimerização e da localização dos cortes.

A Figura 19 mostra um corte látero-lateral (A), com nível perfeito de adaptação da base ao modelo. Para a confecção da base de prótese foi utilizada a resina acrílica Acron MC polimerizada em forno de microondas doméstico.

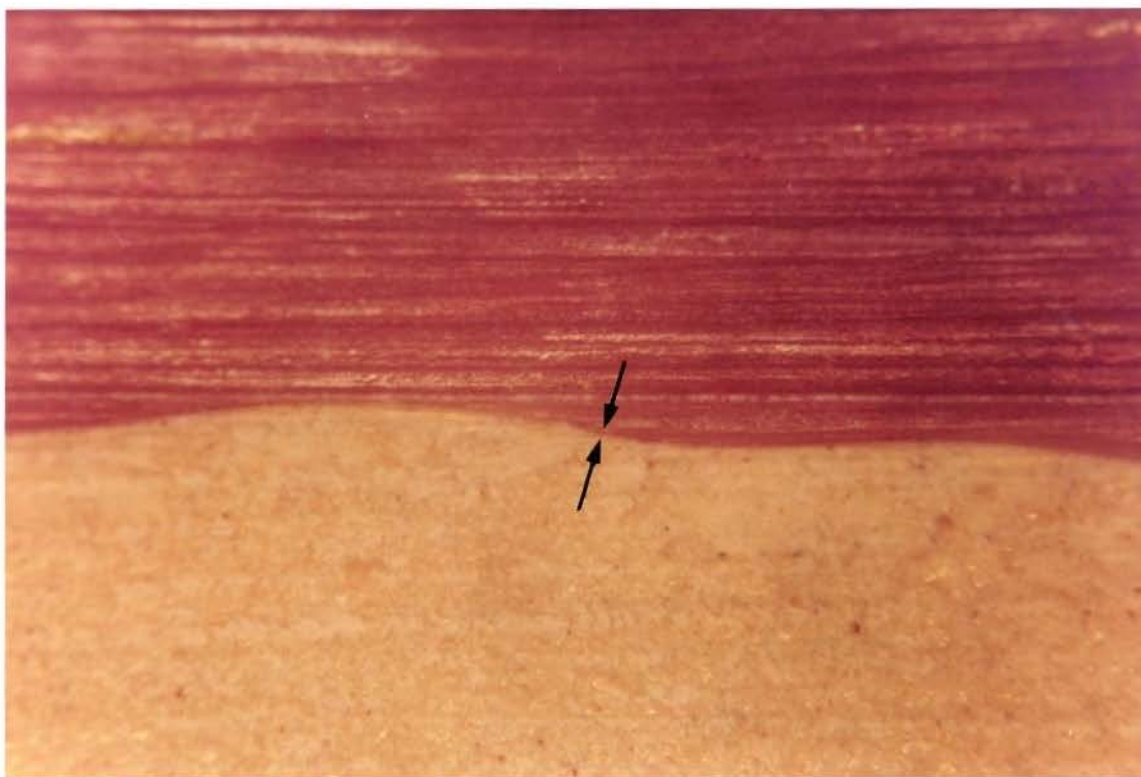


Figura 19: Fotografia mostrando adaptação satisfatória entre base de prótese-modelo de gesso.

A Figura 20 mostra um corte ântero-posterior com adaptação base-modelo considerada insatisfatória. Para a confecção da base de

prótese foi utilizada a resina acrílica Clássico polimerizada por calor seco (Estufa).

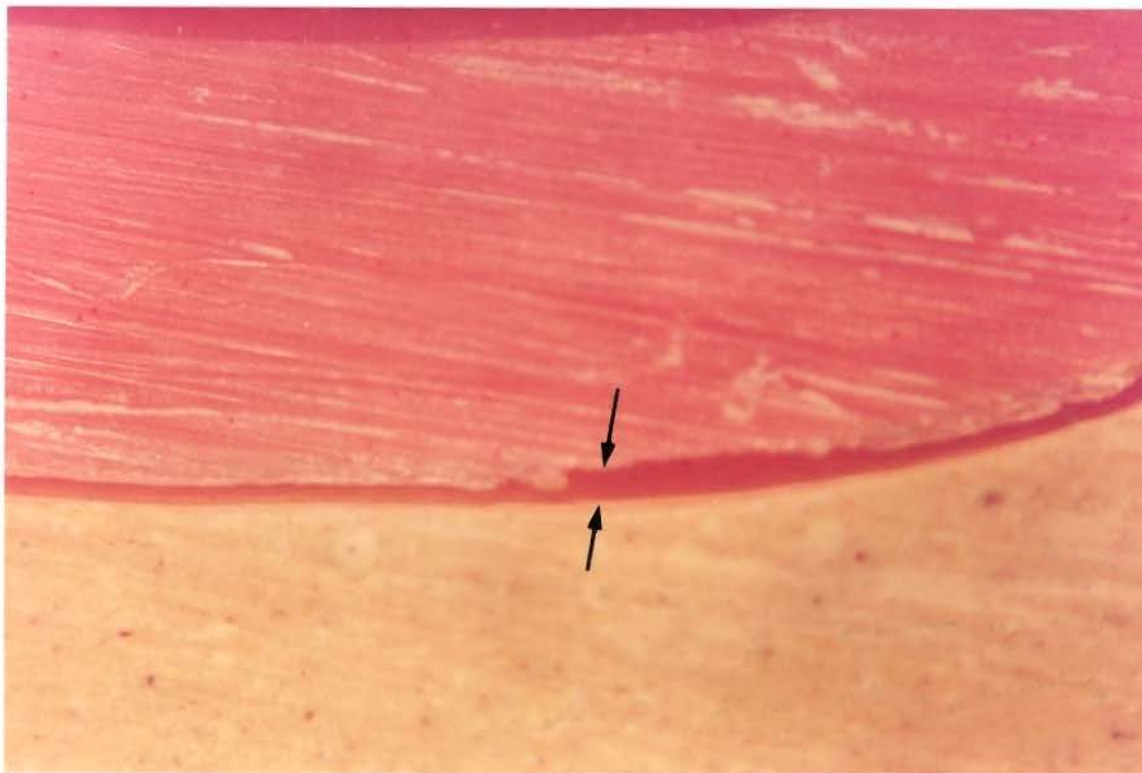


Figura 20: Fotografia mostrando desadaptação entre base-modelo.

8. Discussão dos Resultados

8. Discussão dos Resultados

A retenção de uma prótese total é definida pela resistência à remoção em direção oposta àquela de inserção. A principal força física, coadjuvante da adaptação da base, que contribui para a retenção da prótese é a tensão superficial do filme de saliva interposto entre a base e os tecidos de suporte, e essas forças são máximas quando a distância entre a base e os tecidos é mínima⁴². A região palatina posterior é uma área crítica em relação à retenção e, uma grande discrepância nesta região dificilmente pode ser corrigida após o processamento¹⁰. Portanto, quanto melhor a adaptação, maior a retenção das próteses totais e conseqüentemente o bom êxito do trabalho.

Em 1936, surgiu nos Estados Unidos a resina acrílica, um material promissor, que substituiu todos os materiais até então utilizados na confecção de próteses totais⁶³. A contração de polimerização é inevitável nas resinas acrílicas, sendo esta sua maior desvantagem⁴⁸. Porém, quando adequadamente processada, a resina apresenta vantagens definitivas sobre o vulcanite^{53,55}, material amplamente utilizado na confecção de próteses totais até meados da década de 30.

A procura de um material ideal, que não apresente alteração dimensional como resultado do processamento que possa vir a comprometer a reabilitação de pacientes desdentados totais é incessante. O aperfeiçoamento das técnicas de processamento tem sido apresentado na tentativa de minimizar as alterações dimensionais

sofridas pela resina acrílica, assim como facilitar o trabalho laboratorial. Assim, em 1968, NISHII³⁶ apresentou um método alternativo de polimerização baseado em microondas.

Segundo AL DOORI et al.¹, uma microonda é uma onda eletromagnética com comprimento entre 1 mm e 30 cm, comprimento maior que raios infravermelhos (porém menor energia), mas menor que as ondas de rádio e televisão (portanto maior energia).

Fornos de microondas domésticos produzem microondas numa frequência de 2450 MHz^{20,61}. Isto significa que o campo eletromagnético é gerado com mudança de 2450 vezes por segundo e, conseqüentemente, numerosas colisões intermoleculares causam rápido aquecimento por fricção molecular¹.

Embora a frequência do microondas seja constante em 2450 MHz, a potência (voltagem) pode ser ajustada por um controle da frequência de emissão das microondas geradas pelo Magnetron. Dependendo da especificação técnica do aparelho de microondas a potência máxima, denominada potência útil de cozimento, pode girar em torno de 500 a 900 W. Toda vez que o Magnetron é acionado ele emite radiação equivalente a 100% da sua potência⁴¹.

A regulação da energia incidente sobre o objeto é feita através do tempo de irradiação. Isto quer dizer que, quando selecionamos uma potência inferior à máxima, o Magnetron emite radiação total, mas não durante todo o tempo regulado no botão seletor. Esta radiação é emitida sob a forma de pulsos, de modo que a resultante da energia seja equivalente ao total desejado, pois a emissão de radiação não é constante e sim pulsante⁴¹.

Uma forma simples e prática de avaliar o grau de adaptação das próteses polimerizadas por métodos alternativos consiste em colocar a base de prótese sobre o modelo mestre e medir a distância entre ambos. Este procedimento pode ser realizado com os seguintes dispositivos: comparador pantográfico^{4,38}, comparador óptico⁷, comparador dental²³, por medida através de microscópio²⁶, escala graduada⁴⁷, compasso calibrado⁴³, sistema tridimensional baseado em radiografias²⁹, através de sistema computadorizado⁶⁰, calibradores²⁸, medida da espessura¹³ e peso do material de impressão interposto entre o modelo e a base de prótese^{16,58} e microscópio comparador².

Este trabalho teve como objetivo estudar as alterações dimensionais da resina acrílica, ocorridas sob a influência de métodos distintos de polimerização.

Assim sendo, as Tabela 1 e Figura 8 mostram que as bases de prótese total processadas através de termopolimerizadora, estufa e energia de microondas, independente do material utilizado, apresentaram distorção após o processamento, sem diferença estatisticamente significativa entre si. TAKAMATA & SETCOS⁵⁷ quando estudaram diferentes meios de ativação das resinas acrílicas relataram que tensões introduzidas durante o processamento podem levar à distorção das bases de prótese total. Segundo WOELFEL et al.⁶⁶ há distorção da base pela liberação de tensões induzidas pelos diferentes coeficientes de expansão térmica entre o modelo de gesso e a resina acrílica. WOELFEL⁶³ afirma que o coeficiente de expansão térmica linear do gesso é de 1/8 da resina. Então, tensões são formadas na base de resina e são liberadas quando a base de prótese é removida do modelo

mestre, porque quando se remove as condições restritivas do modelo as tensões são mais facilmente liberadas. Nosso pensamento está de acordo com SWEENEY et al.⁵⁶ que observaram que a contração linear não é a mesma em todas as direções por causa das restrições impostas pelo molde.

Nas Tabela 2 e Figura 9 observa-se que nos cortes látero-laterais não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes nos desajustes das bases em relação aos modelos na técnica da termopolimerizadora, estufa e microondas. O mesmo comportamento estatístico pode ser notado nos cortes ântero-posteriores (Tabela 3 e Figura 10) onde a desadaptação ocorreu de maneira semelhante nas três técnicas de polimerização estudadas. Muitas variáveis influenciam as mudanças dimensionais ocorridas nas bases de prótese total, entre elas a espessura da base^{45,67}, expansão térmica e contração do acrílico e do gesso⁴⁰, proporção monômero/polímero, tensões internas⁶, temperatura de polimerização⁸, sorção e perda de água. TAKAMATA et al.⁵⁸ acreditam que a combinação de contração de polimerização, contração térmica, tensões induzidas durante o processamento e posteriormente liberadas quando da separação prótese-modelo, diminuem a adaptação da base de prótese aos tecidos de suporte. Segundo POLYZOIS⁴² os tecidos orais têm mostrado notáveis propriedades de adaptação, mas isto não significa que eles estejam saudáveis e normais sob condições que requeiram mudanças dimensionais na ordem de 1 mm ou mais.

Quando os cortes látero-laterais foram analisados quanto à técnica de polimerização verificamos que no método da

termopolimerizadora os cortes mostraram desajustes sem diferença estatisticamente significativa (Tabela 5 e Figura 12). Nossos resultados são diferentes dos apresentados por ARIOLI FILHO⁵ quando observou que os cortes na região anterior, mediana e posterior foram diferentes estatisticamente, com melhores resultados de adaptação para o corte anterior, independente da forma geométrica do palato (plano, triangular, oval). Provavelmente este fato ocorreu porque em seu estudo as próteses foram armazenadas em água e as tensões foram liberadas de forma diferente, com maior intensidade na região posterior. SMITH & POWERS⁵² quando compararam a adaptação de bases de prótese total sem dentes, confeccionadas com 7 resinas polimerizadas por diferentes métodos, relataram que o mesmo padrão de desajuste pode ser esperado para bases com dentes. Outros fatores como forma, volume e espessura da base influenciam no processo de absorção de água, como descreveu WOELFEL et al.⁶⁵. Autores como HARMAN¹⁸ concordam que a sorção de água contribui para a liberação de tensões e demonstram que amostras armazenadas em água apresentaram expansão, e as do dessecador perderam peso e sofreram alterações dimensionais, principalmente as regiões mais finas da base de prótese total que são mais fracas e menos estáveis dimensionalmente que as regiões mais espessas.

Por outro lado, na técnica da estufa (Tabela 6 e Figura 13), o corte A foi semelhante ao B e o B ao C, entrtanto A foi diferente de C, enquanto na técnica do microondas (Tabela 7 e Figura 14) houve diferença estatística significativa a favor do corte anterior que apresentou estatisticamente o menor desajuste. Conforme as

investigações de SKINNER⁴⁹, a contração de polimerização varia em diferentes partes de uma prótese. Segundo SWEENEY et al.⁵⁶ a contração não é a mesma em todas as direções por causa das restrições impostas pelo molde, uma vez que a anatomia da região ântero-superior dificulta a liberação de tensões e normalmente a espessura nesta área é maior. Na região posterior a espessura é menor e, além disso, a forma da base favorece a liberação total de tensões. Esta hipótese é defendida por WOELFEL et al.⁶⁶ e WINKLER et al.⁶² que afirmam que próteses finas contraem 2 vezes mais quando removidas do modelo, pois não são rígidas o suficiente para resistir à liberação de tensões acumuladas durante o processamento, que manifesta-se primariamente na região posterior. As diferenças no processo de contração entre próteses do mesmo material são consequência da variação de forma e tamanho das próteses⁴⁵. A espessura é especialmente importante porque governa a dureza, limitando o grau de contração da prótese.

Nos cortes ântero-posteriores, verificamos comportamento estatístico semelhante na adaptação nas técnicas da termopolimerizadora, estufa e microondas (Tabelas 8, 9, 10 e Figuras 15, 16, 17, respectivamente). Neste caso, o corte B foi diferente estatisticamente dos cortes A e C mostrando a maior desadaptação. Nossos resultados estão de acordo com SANDERS et al.⁴⁷ que relatou que a discrepância de adaptação da prótese é maior na região posterior da linha média, onde os modelos estão mais próximos da horizontal e ANTHONY & PEYTON³, NISHII³⁶ e WOLFAARDT et al.⁶⁷ que afirmaram que a mudança dimensional que ocorre na região posterior do palato é

maior do que em qualquer outra área. Esta ocorrência tem significância clínica pois a integridade de contato entre a base e a mucosa palatal é fundamental na retenção da prótese total e qualquer mudança dimensional que afete esse íntimo contato causa decréscimo da retenção. Além disso, segundo LOVE et al.³¹, a adaptação tem influência direta na manutenção da saúde dos tecidos de suporte.

Os nossos resultados da polimerização da resina acrílica por energia de microondas mostraram alteração dimensional estatisticamente semelhante à polimerização convencional em banho de água aquecida. Estes achados estão de acordo com HAYDEN¹⁹ quando utilizou a potência máxima do aparelho de microondas por um tempo de irradiação de 4 minutos, produzindo bases de prótese total tão satisfatórias quanto o método convencional de polimerização. Também estão de acordo com NISHII³⁶ que apesar de ter usado resina termopolimerizável convencional e muflas metálicas perfuradas concluiu que a irradiação em forno de microondas por 11 minutos produz bases de prótese total tão satisfatórias quanto o método convencional. Porém, nossos resultados estão em desacordo com KIMURA et al.²⁷ que sugeriram que bases de prótese total polimerizadas em forno de microondas apresentam melhor adaptação que bases polimerizadas convencionalmente, pois segundo os autores, no microondas o aquecimento do gesso e da resina é mais homogêneo, causando poucas tensões internas durante o processamento. KIMURA et al.²⁵ concluiu que a polimerização por microondas produz bases mais adaptadas que o método convencional devido polimerização mais uniforme. HAYDEN¹⁹ e explica que diferentes combinações de

copolímeros e diferentes tamanhos de partículas podem agir diferentemente quando polimerizadas por energia de microondas.

A partir dos nossos resultados, constatamos que a polimerização da resina acrílica por calor seco (estufa), produziu bases de prótese total tão satisfatórias quanto o método convencional de processamento. Também PEYTON³⁷ e HUGGETT et al.²¹ quando avaliaram a viabilidade da polimerização da resina acrílica através de calor seco chegaram às mesmas conclusões. Ressaltamos aqui a vantagem da polimerização das bases de prótese por calor seco (estufa e energia de microondas) pela limpeza e facilidade no processamento pois são métodos relativamente simples, que não exigem equipamentos caros e pessoal especializado.

Em relação à economia de tempo, sem dúvida alguma a técnica por microondas é superior ao método convencional de polimerização, que utiliza ciclos longos, pois em apenas 3 minutos²² produz bases de prótese total semelhantes ao método tradicional⁴⁶. Uma desvantagem desta técnica encontrada na literatura é a necessidade de muflas especiais, reforçadas com fibra de vidro, pois as microondas são refletidas na superfície de metal das muflas convencionais não apresentando efeito sobre a resina^{12,44,59}. Ao nosso ver, esta não seria uma desvantagem e sim uma particularidade desta técnica, uma vez que a drástica redução do tempo de processamento é incontestável na eleição de um método de polimerização ideal. Alguns autores, como por exemplo, HAYDEN¹⁹ observaram que a mufla reforçada com fibra de vidro não expande durante a irradiação por microondas e como consequência ocorre a fratura da mufla após poucos processamentos.

LEVIN et al.³⁰ observaram a tendência à fratura da mufla somente após processamento de muitas próteses devido expansão da resina e do gesso. Em nosso estudo este fato não foi constatado pois não houve fratura das muflas especialmente formuladas para microondas, conforme resultados de WALLACE et al.⁶¹.

Uma consideração importante a ser feita é a dificuldade na regulação da potência nos fornos de microondas domésticos. Um forno especificamente desenhado para uso odontológico¹², onde se possa regular a quantidade de energia emitida pelo Magnetron é recomendado.

Além disso, conforme LEVIN et al.³⁰ é essencial utilizar a resina indicada para cada método de processamento e, de acordo com SKINNER⁴⁹, embora o processamento da resina acrílica pareça ser simples, um completo conhecimento dos princípios químicos e físicos envolvidos são essenciais para se obter bons resultados.

9. Conclusão

9. Conclusão

Em relação à metodologia aplicada, os resultados obtidos nos permitem concluir que:

1. As técnicas de polimerização avaliadas neste estudo produziram alteração de adaptação das bases de prótese em relação aos modelos sem diferença estatisticamente significativa.
2. Quando o desajuste foi analisado dentro de uma mesma técnica, verificou-se que no grupo 01 (Termopolimerizadora) não foi encontrada diferença estatisticamente significativa na adaptação entre os cortes látero-laterais. Entretanto, no grupo 02 (Estufa), o corte A foi estatisticamente semelhante ao B e o B ao C, enquanto no grupo 03 (Microondas), ocorreu o mesmo comportamento estatístico entre os cortes B e C, porém diferentes do A, que mostrou a melhor adaptação.
3. Nos cortes ântero-posteriores houve comportamento estatístico semelhante nas três técnicas de polimerização estudadas. Neste caso, o corte B foi diferente estatisticamente dos cortes A e C, mostrando o maior desajuste.
4. Não houve diferença estatística quando se comparou os índices de desajustes entre os cortes látero-laterais e ântero-posteriores.

10. Summary

10.Summary

The purpose of this study was to verify the denture bases accuracy, made with heat-cured acrylic resin, occurred under the influence of three cycles of polymerization: conventional, by dry heat and with microwave energy. Thirty master cast were made in stone plaster from a rubber cast, representing a normal nondental arch. The experimental bases were made on the casts which were divided at random into three groups of ten elements and included in flask by conventional technique in order to receive the following experimental treatments: Group 01: press with thermicpolymerized resin (Clássico) and polymerized with hot water bath at $74\pm 2^{\circ}\text{C}$ during 9 hours (conventional method). Group 02: press with thermic-polymerized resin (Clássico) and polymerized with dry heat (oven) at $74\pm 2^{\circ}\text{C}$ during 9 hours. Group 03: press with thermicpolymerized resin (Acron MC) and polymerized in microwave oven at 900 W during 3 minutes. Afterly the bases in clean and finished resin were afixed on their casts with instantaneous adhesive. The plaster model-prosthesis bases set was positioned and afixed on an especific instrument to obtain the sections. Guided by instruments on fixation grip, with the aid of a manual saw, three saggital plane cuts were made on the corresponding region to the right crest of ridge (A) and left (C) and on the palatal median region (B) and 3 lateral plane cuts corresponding to the distal of right and left canines (A), right and left first molars mesial (B) and pos-dam region (C). The occurred dimensional alteration on the acrylic

resin was evaluated with a comparator microscope in 5 referential points to each kind of cut. The numerical results were submitted to a statistical analysis and the averages by the Tukey Test to a significance level of 5%. All the evaluated techniques caused distortions, without statistical significative difference. There wasn't any statistical significative difference on the sagittal plane and lateral plane cuts among the three studied polymerization techniques. When the disadjustment was analysed within the same techniques, it was verified that in Group 01 (thermicpolymerizer) there was no statistical significative difference among the lateral plane cuts. However, in group 02 (Oven), the cut A was similar to B and B to C and in group 03 (Microwaves) the datas showed the same statistical conduct between cuts B and C, but different from cut A, which showed the best adaptation . On the other hand, when the sagittal plane cuts were analysed, there was a similar statistical conduct among them on the three studied polymerization techniques. In this case, the cut B was statistically different from cuts A and C, showing the biggest disadjustment.

Key words: Uper Denture

Dental Acrylic Resins

Polymerization

Dental Materials

11. Referências Bibliográficas

11.Referências Bibliográficas*

1. AL DOORI, D. et al. A comparison of denture base acrylic resins polymerised by microwave irradiation and by conventional water bath curing systems. Dent. Mater., Washington, v.4, n.1, p.25-32, Feb. 1988.
2. AL-HANBALI, E., KELLEWAY, J.P., HOWLETT, J.A. Acrylic denture distortion following double processing with microwaves or heat. J. Dent., Oxford, v.19, n.3, p.176-180, Mar. 1991.
3. ANTHONY, D.H., PEYTON, F.A. Dimensional accuracy of various denture-base materials. J. prosth. Dent., St. Louis, v.12, n.1, p.67-81, Jan./Feb. 1962.
4. _____, _____. Evaluating dimensional accuracy of denture bases with a modified comparator. J. prosth. Dent., St. Louis, v.9, n.4, p.683-692, Apr. 1959.
5. ARIOLI FILHO, J.N. Influência da forma do palato e da sorção de água na adaptação de próteses totais. Tese (Mestrado em Clínica Odontológica - Área Prótese Dental) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, 1997. 80p.

* De acordo com a NBR-6023, de agosto de 1989, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).
Abreviatura dos periódicos conforme o "World List of Scientific Periodicals".

6. BARCO, M.T. et al. The effect of relining on the accuracy and stability of maxillary complete dentures - An in vitro and in vivo study. J. prosth. Dent., St. Louis, v.42, n.1, p.17-22, July, 1979.
7. BECKER, C.M., SMITH, D.E., NICHOLLS, J.I. The comparison of denture-base processing techniques. Part II. Dimensional changes due to processing. J. prosth. Dent., St. Louis, v.37, n.4, p.450-459, Apr. 1977.
8. CARON, A. et al. Resinas acrílicas de termopolimerização: influência do fator tempo-temperatura na resistência à flexão. Den-Fase II, v.1, n.1, p.7-13, jul./dez. 1986.
9. CARVALHO, J.C.M. Alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica da base dos aparelhos protéticos totais. Revta Fac. Odont. S Paulo, São Paulo, v.10, n.1, p.127-132, jan/jun. 1972.
10. CHEN, J.C., LACEFIELD, W.R., CASTLEBERRY, D.J. Effect of denture thickness and curing cycle on the dimensional stability of acrylic resin denture bases. Dent. Mater., Washington, v.4, n.1, p.20-24, Apr. 1988.
11. CORREA, G.A. Alterações dimensionais da prótese total superior na região posterior (post-dam): contribuição para seu estudo Parte I - Alteração quanto à espessura. Revta A.B.O. Nac., v.2, n.2, p.110-113, abr./maio, 1994.

12. DE CLERCK, J.P. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. J. prosth. Dent., St. Louis, v.57, n.5, p.650-658, May, 1987.
13. DYER, R.A., HOWLETT, J.A. Dimensional stability of denture bases following repair with microwave resin. J. Dent., Oxford, v.22, n.4, p.236-241, Aug. 1994.
14. ELAHI, J.M., ABDULLAH, M.A. Effect of different polymerization techniques on dimensional stability of record bases. J. prosth. Dent., St. Louis, v.71, n.2, p.150-153, Feb. 1994.
15. FIRTELL, D.N., GREEN, A.J., ELAHI, J.M. Posterior peripheral seal distortion related to processing temperature. J. prosth. Dent., St. Louis, v.45, n.6, p.598-601, June, 1981.
16. GARCIA, R.C.M.R. Estudo da adaptação e porosidade de bases de prótese confeccionadas com resina acrílica dental submetidas a dois ciclos de polimerização. Tese (Doutorado em Clínica Odontológica) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, 1995. 106p.
17. GAY, W.D., KING, G.E. An evaluation of the cure of acrylic resin by three methods. J. prosth. Dent., St. Louis, v.42, n.4, p.437-440, Oct. 1979.

18. HARMAN, I.M. Effects of time and temperature on polymerization of a methacrylate resin denture base. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.38, n.2, p.188-203, Feb. 1949.
19. HAYDEN, W.J. Flexural strength of microwave-cured denture baseplate. Gen. Dent., Chicago, v.34, n.5, p.367-371, Sept./Oct. 1986.
20. HOGAN, P.F., MORI, T. Development of a method of continuous temperature measurement for microwave denture processing. Dent. Mater., v.9, n.1, p.1-11, June 1990.
21. HUGGETT, R., BATES, J.F., KNOTT, N.J. A comparison of some properties of denture base acrylic resins polymerized by dry and wet curing systems. Quintessence dent. Technol., v.11, n.4, p.265-269, July/Aug. 1987.
22. ILBAY, S.G., GUVENER, S., ALKUMRU, H.N. Processing dentures using a microwave technique. J. oral Rehabil., Birmingham, v.21, n.1, p.103-109, Jan. 1994.
23. JACKSON, A.D. et al. The dimensional accuracy of two denture base processing methods. Int. J. Prosth., St. Louis, v.2, n.5, p.421-428, 1989.
24. KERN, W.R. Possible dimensional changes in denture base materials. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.28, n.12, p.1952-1958, Dec. 1941.

25. KIMURA, H., TERAOKA, F., SAITO, T. Applications of microwave for dental technique (part 2) - adaptability of cured acrylic resins. J. Osaka Univ. dent. Sch., Osaka, v.24, p.19-21, Dec. 1984.
26. KIMURA, H., TERAOKA, F., SUGITA, M. Application of microwave for dental technique (part 3) Development of model materials for microwave polymerization. J. Osaka Univ. dent. Sch., Osaka, v.27, p.41-50, Dec. 1987.
27. _____. et al. Applications of microwave of dental technique (part 1) - dough-forming and curing of acrylic resins. J. Osaka Univ. dent. Sch., Osaka, v.23, p.43-49, Dec. 1983.
28. KRAUT, R.A. A comparison of denture base accuracy. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.83, p.352-357, Aug. 1971.
29. LATTA, G.H., BOWLES, W.F., CONKIN, J.E. Three-dimensional stability of new denture base resin systems. J. prosth. Dent., St. Louis, v.63, n.6, p.654-661, June, 1990.
30. LEVIN, B., SANDERS, J.L., REITZ, P.V. The use of microwave energy for processing acrylic resins. J. prosth. Dent., St. Louis, v.61, n.3, p.381-383, Mar. 1989.
31. LOVE, W.D., GOSKA, F.A., MIXSON, R.J. The etiology of mucosal inflammation associated with dentures. J. prosth. Dent., St. Louis, v. 18, n.6, p.515-527, Dec. 1967.

32. McCracken, W.L. An evaluation of activated methyl metacrylate denture base materials. J. prosth. Dent., St. Louis, v.2, n.1, p.68-83, Jan. 1952.
33. McKINSTRY, R.E., ZINI, I. How to make microwavable denture flasks. J. prosth. Dent., St. Louis, v.63, n.1, p.104-110, Jan. 1990.
34. MATTHEWS, E. Residual problems in full denture prosthesis. Br. Dent. J., London, v.97, n.7, p.167-177, Oct. 1954
35. MOWERY, W.E. et al. Dimensional stability of denture base resins. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.57, p.345-353, Sept. 1958.
36. NISHII, M. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation: with particular reference to heat-curing resins. J. Osaka dent. Univ., Osaka, v.2, n.1, p.23-40, Feb. 1968.
37. PEYTON, F.A. Packing and processing dentures base resins. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.40, n.5, p.520-528, May, 1950.
38. _____, ANTHONY, D.H. Evaluation of dentures processed by different techniques. J. prosth. Dent., St. Louis, v.13, n.2, p.269-282, Mar./Apr. 1963.
39. PHILLIPS, R.W. Skinner materiais dentários, 9.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993. p.92-123.

40. PICKETT, H.G., APPLEBY, R.C. A comparison of six acrylic resin processing technics. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.80, n.6, p.332-338, July, 1970.
41. PITTA, M.S.S. Análise das alterações oclusais ocorridas em próteses totais polimerizadas por banho de água aquecida e energia de microondas, antes e após o polimento. Tese (Mestrado em Fisiologia) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, 1997. 125p.
42. POLYZOIS, G.L. Improving the adaptation of denture base by ancorage to the casts: a comparative study. Quintessence int., Berlin, v.21, n.3, p.185-190, Mar.1990.
43. _____. et al. Dimensional stability of dentures processed in boilable acrylic resins: a comparative study. J. prosth. Dent., St. Louis, v.57, n.5, p.639-647, May, 1987.
44. REITZ, P.V., SANDERS, J.L., LEVIN, B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. Physical properties. Quintessence int., Berlin, v.16, n.8, p.547-551, Aug. 1985.
45. SADAMORI, S. et al. Influence of thickness and location on the residual monomer content of denture base cured by three processing methods. J. prosth. Dent., St. Louis, v.72, n.1, p.19-22, July, 1994.

46. SALIM, S., SADAMORI, S., HAMADA, T. The dimensional accuracy of rectangular acrylic resin specimens cured by three denture base processing methods. J. prosth. Dent., St. Louis, v.67, n.6, p.879-881, June, 1992.
47. SANDERS, J.L., LEVIN, B., REITZ, P.V. Comparison of adaptation of acrylic resin cured by microwave energy and conventional water bath. Quintessence int., Berlin, v.22, n.3, p.181-186, Mar. 1991.
48. SKINNER E.W. Acrylic denture base materials: their physical properties and manipulation. J. prosth. Dent., St. Louis, v.1, n.1-2, p.161-167, Mar.1951.
49. _____. Acrylic resins: an appraisal of their use in dentistry. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.39, n.3, p.261-268, Sept. 1949.
50. _____. Materiais dentários de Skinner, 8.ed. Rio de Janeiro: Interamericana, 1984. P.122-154.
51. _____, COOPER, E.N. Physical properties of denture resins: Part I. Curing shrinkage and water sorption. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.30, n.23, p.1845-1852, Dec. 1943.
52. SMITH, L.T., POWERS, J.M. Relative fit of new denture resins polymerized by heat, light and microwave energy. Am. J. Dent., San Antonio, v.5, n.3, p.140-142, June, 1992.

53. SPENCER, H.R., GARIAEFF, P. The present status of vulcanite versus plastics a baseplate material. Contact Pt., San Francisco, v.27, p.263-267, June, 1949.
54. STANFORD, J.W., PAFFENBARGER, G.C. Processing denture base resins: heat-curing type. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.53, p.73-74, July, 1956.
55. SWEENEY, W.T. Denture base material: acrylic resins. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.26, p.1863-1873, Nov. 1939.
56. _____, W.T., PAFFENBARGER, G.C., BEALL, J.R. Acrylic resins for dentures. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.29, p.7-33, Jan. 1942.
57. TAKAMATA, T., SETCOS, J.C. Resin denture bases: review of accuracy and methods of polymerization. Int. J. Prosth., St. Louis, v.2, n.6, p.555-562, 1989.
58. _____. et al. Adaptation of acrylic resin dentures as influenced by the activation mode of polymerization. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.119, n.2, p.271-276, Aug. 1989.
59. TRUONG, V.T., THOMASZ, F.G.V. Comparison of denture acrylic resins cured by boiling water and microwave energy. Aust. dent. J., St. Leonards, v.33, n.3, p.201-204, June, 1988.
60. TURCK, M.D. et al. Direct measurement of dimensional accuracy with three denture - processing techniques. Int. J. Prosth., St. Louis, v.5, n.4, p.367-372, 1992.

61. WALLACE, P.W. et al. Dimensional accuracy of denture resin cured by microwave energy. J. prosth. Dent., St. Louis, v.66, n.3, p.403-408, Sept. 1991.
62. WINKLER, S. et al. Processing changes in complete dentures constructed from pour resins. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.82, n.2, p.349-353, Feb. 1971.
63. WOELFEL, J.B. Processing complete dentures. Dent. clin. N. Am., Philadelphia, v.21, n.2, p.329-338, Apr. 1977.
64. _____, PAFFENBARGER, G.C. Method of evaluating the clinical effect of warping a denture: report of a case. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.59, n.2, p.250-260, Aug. 1959.
65. _____, _____, SWEENEY, W.T. Clinical evaluation of complete dentures made of 11 different types of denture base materials. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.70, n.5, p.1170-1188, May, 1965.
66. _____, _____, _____. Dimensional changes occurring in dentures during processing. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.61, n.4, p.413-430, Oct. 1960.
67. WOLFAARDT, J., CLEATON-JONES, P., FATTI, P. The influence of processing variables on dimensional changes of heat-cured poly(methyl metacrilate). J. prosth. Dent., St. Louis, V.55, n.4, p.518-525, Apr. 1986.

12. Apêndice

12.Apêndice

VALORES INDIVIDUAIS DOS DESAJUSTES DAS BASES DE PRÓTESE TOTAL

Grupo 1A - Termopolimerizadora - Corte látero-lateral

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Repetição 01			
Modelo 11	a = 0,00	a = 0,30	a = 0,15
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,27
	c = 0,30	c = 0,23	c = 0,21
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,10
	e = 0,00	e = 0,17	e = 0,11

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 06			
	a = 0,00	a = 0,22	a = 0,21
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,10	c = 0,23	c = 0,15
	d = 0,22	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,13	e = 0,00

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Repetição 02			
Modelo 03	a = 0,00	a = 0,00	a = 0,09
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,04	c = 0,22
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,00	e = 0,12

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 04	a = 0,00	a = 0,00	a = 0,00
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,13	c = 0,14
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,00	e = 0,00

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Repetição 03			
Modelo 22	a = 0,00	a = 0,00	a = 0,00
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,00	c = 0,21
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,00	e = 0,00

Grupo 1B - Termopolimerizadora - Corte ântero-posterior

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Repetição 01			
Modelo 07	a = 0,00	a = 0,00	a = 0,00
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,15	c = 0,00
	d = 0,00	d = 0,15	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,26	e = 0,00

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 12	a = 0,00	a = 0,00	a = 0,12
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,16	c = 0,00
	d = 0,00	d = 0,15	d = 0,07
	e = 0,00	e = 0,27	e = 0,09

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Repetição 02			
Modelo 07	a = 0,00	a = 0,00	a = 0,00
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,23	c = 0,00
	d = 0,07	d = 0,17	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,21	e = 0,00

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 06	a = 0,00	a = 0,00	a = 0,00
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,04	c = 0,13	c = 0,00
	d = 0,00	d = 0,14	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,21	e = 0,00

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Repetição 03			
Modelo 23	a = 0,00	a = 0,00	a = 0,00
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,00	c = 0,00
	d = 0,00	d = 0,18	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,21	e = 0,00

Grupo 2A - Estufa - Corte látero-lateral

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Repetição 01			
Modelo 08	a = 0,00	a = 0,00	a = 0,00
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,10	c = 0,10
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,00	e = 0,00

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 05			
	a = 0,08	a = 0,07	a = 0,12
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,21	c = 0,09	c = 0,07
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,00	e = 0,00

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Repetição 02			
Modelo 02	a = 0,00	a = 0,07	a = 0,15
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,16	c = 0,30
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,10	e = 0,10

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 01			
	a = 0,00	a = 0,09	a = 0,14
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,15	c = 0,37
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,08	e = 0,09

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Repetição 03			
Modelo 19	a = 0,00	a = 0,00	a = 0,13
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,00	c = 0,07
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,00	e = 0,08

Grupo 2B - Estufa - Corte ântero-posterior

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Repetição 01			
Modelo 09	a = 0,00	a = 0,14	a = 0,00
	b = 0,00	b = 0,10	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,10	c = 0,00
	d = 0,00	d = 0,10	d = 0,00
	e = 0,10	e = 0,19	e = 0,00

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 10			
	a = 0,00	a = 0,12	a = 0,12
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,22
	c = 0,00	c = 0,20	c = 0,00
	d = 0,00	d = 0,10	d = 0,00
	e = 0,09	e = 0,09	e = 0,00

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Repetição 02			
Modelo 08	a = 0,11	a = 0,16	a = 0,00
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,09	c = 0,00
	d = 0,00	d = 0,20	d = 0,10
	e = 0,00	e = 0,37	e = 0,26

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 05			
	a = 0,08	a = 0,20	a = 0,13
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,17	c = 0,00
	d = 0,00	d = 0,17	d = 0,00
	e = 0,16	e = 0,23	e = 0,12

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Repetição 03			
Modelo 21	a = 0,00	a = 0,00	a = 0,00
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,00	c = 0,00
	d = 0,00	d = 0,18	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,22	e = 0,00

Grupo 3A - Microondas - Corte látero-lateral

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Repetição 01			
Modelo 14	a = 0,00	a = 0,00	a = 0,00
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,27	c = 0,46
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,00	e = 0,00

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 01			
	a = 0,00	a = 0,00	a = 0,00
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,20	c = 0,30
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,00	e = 0,00

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Repetição 02			
Modelo 12	a = 0,00	a = 0,12	a = 0,19
	b = 0,00	b = 0,17	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,27	c = 0,42
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,00	e = 0,20

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 11			
	a = 0,00	a = 0,13	a = 0,00
	b = 0,00	b = 0,18	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,22	c = 0,34
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,00	e = 0,00

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Repetição 03			
Modelo 13	a = 0,00	a = 0,14	a = 0,11
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,21	c = 0,23
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,06	e = 0,07

Grupo 3B - Microondas - Corte ântero-posterior

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Repetição 01			
Modelo 16	a = 0,00	a = 0,00	a = 0,00
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,12	c = 0,00
	d = 0,00	d = 0,18	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,31	e = 0,00

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 15			
	a = 0,24	a = 0,00	a = 0,00
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,29	c = 0,38
	d = 0,00	d = 0,31	d = 0,37
	e = 0,00	e = 0,38	e = 0,17

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Repetição 02			
Modelo 10	a = 0,00	a = 0,00	a = 0,00
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,00	c = 0,14
	d = 0,14	d = 0,19	d = 0,22
	e = 0,21	e = 0,30	e = 0,24

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 09			
	a = 0,00	a = 0,00	a = 0,00
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,18	c = 0,00
	d = 0,00	d = 0,23	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,39	e = 0,00

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Repetição 03			
Modelo 14	a = 0,00	a = 0,14	a = 0,00
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,22	c = 0,00
	d = 0,00	d = 0,20	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,23	e = 0,00

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: ALTERAÇÃO DIMENSIONAL

OBSERVAÇÕES NÃO TRANSFORMADAS

NOMES DOS FATORES

FATOR	NOME
A	APARELHO
B	POSIÇÃO
C	LOCAL

QUADRO DE ANÁLISE DE VARIÂNCIA

CAUSAS DA VARIACÃO	G. L.	S. Q.	Q. M.	VALOR F	PROB. > F
APARELHO	2	0.0058022	0.0029011	1.8113	0.16888
POSIÇÃO	2	0.0862022	0.0431011	26.9102	0.00001
LOCAL	1	0.0014400	0.0014400	0.8991	0.65168
APA#POS	4	0.0046778	0.0011694	0.7301	0.57679
APA#LOC	2	0.0057800	0.0028900	1.8044	0.17002
POS#LOC	2	0.0455000	0.0227500	14.2040	0.00005
APA#POS#LOC	4	0.0007000	0.0001750	0.1093	0.97592
RESÍDUO	72	0.1153200	0.0016017		
TOTAL	89	0.2654222			

MÉDIA GERAL = -0.054444

COEFICIENTE DE VARIAÇÃO = 73.508%

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE APARELHO

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	DESVIO PADRÃO	5%	1%
1	2	MICROOND	30	0.065667	0.062405	a	A
2	3	ESTUFA	30	0.050333	0.048600	a	A
3	1	TERMOPOL	30	0.047333	0.051924	a	A

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO

D.M.S. 5% = 0.02476 - D.M.S 1% = 0.03110

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE APARELHO DENTRO DE A DO
FATOR POSIÇÃO E LÁTERO-LATERAL DO FATOR LOCAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT	NOME	NUM.REPET	MÉDIAS	DESVIO PADRÃO	5%	1%
1	1	TERMOPOL	5	0.024000	0.032000	a	A
2	3	ESTUFA	5	0.012000	0.026000	a	A
3	2	MICROOND	5	0.000000	0.000000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE APARELHO DENTRO DE A DO
FATOR POSIÇÃO E ÂNTERO-POSTERIOR DO FATOR LOCAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT	NOME	NUM.REPET	MÉDIAS	DESVIO PADRÃO	5%	1%
1	2	MICROOND	5	0.024000	0.033000	a	A
2	3	ESTUFA	5	0.022000	0.017000	a	A
3	1	TERMOPOL	5	0.004000	0.005000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE APARELHO DENTRO DE B DO
FATOR POSIÇÃO E LÁTERO-LATERAL DO FATOR LOCAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT	NOME	NUM.REPET	MÉDIAS	DESVIO PADRÃO	5%	1%
1	2	MICROOND	5	0.076000	0.030000	a	A
2	1	TERMOPOL	5	0.060000	0.065000	a	A
3	3	ESTUFA	5	0.036000	0.028000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE APARELHO DENTRO DE B DO
FATOR POSIÇÃO E ÂNTERO-POSTERIOR DO FATOR LOCAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT	NOME	NUM.REPET	MÉDIAS	DESVIO PADRÃO	5%	1%
1	2	MICROOND	5	0.142000	0.038000	a	A
2	3	ESTUFA	5	0.120000	0.038000	a	A
3	1	TERMOPOL	5	0.104000	0.015000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE APARELHO DENTRO DE C DO
FATOR POSIÇÃO E LÁTERO-LATERAL DO FATOR LOCAL

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	DESVIO PADRÃO	5%	1%
1	2	MICROOND	5	0.092000	0.039000	a	A
2	1	TERMOPOL	5	0.080000	0.055000	a	A
3	3	ESTUFA	5	0.074000	0.049000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE APARELHO DENTRO DE C DO
FATOR POSIÇÃO E ÂNTERO-POSTERIOR DO FATOR LOCAL

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	DESVIO PADRÃO	5%	1%
1	2	MICROOND	5	0.060000	0.084000	a	A
2	1	ESTUFA	5	0.038000	0.035000	a	A
3	3	TERMOPOL	5	0.012000	0.026000	a	A

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO
D.M.S. 5% = 0.06064 - D.M.S 1% = 0.07617

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE POSIÇÃO

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	DESVIO PADRÃO	5%	1%
1	2	B	30	0.089667	0.051158	a	A
2	3	C	30	0.059333	0.054894	b	A
3	1	A	30	0.014333	0.023442	c	B

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO
D.M.S. 5% = 0.02476 - D.M.S 1% = 0.03110

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE POSIÇÃO DENTRO DE
TERMOPOLIMERIZADORA DO FATOR APARELHO E LÁTERO-
LATERAL DO FATOR LOCAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT	NOME	NUM.REPET	MÉDIAS	DESVIO PADRÃO	5%	1%
1	3	C	5	0.080000	0.055678	a	A
2	2	B	5	0.060000	0.065192	a	A
3	1	A	5	0.024000	0.032863	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE POSIÇÃO DENTRO DE
TERMOPOLIMERIZADORA DO FATOR APARELHO E ÂNTERO-
POSTERIOR DO FATOR LOCAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT	NOME	NUM.REPET	MÉDIAS	DESVIO PADRÃO	5%	1%
1	2	B	5	0.104000	0.015166	a	A
2	3	C	5	0.012000	0.026833	b	B
3	1	A	5	0.004000	0.005477	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE POSIÇÃO DENTRO DE
MICROONDAS DO FATOR APARELHO E LÁTERO-LATERAL DO
FATOR LOCAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT	NOME	NUM.REPET	MÉDIAS	DESVIO PADRÃO	5%	1%
1	3	C	5	0.092000	0.039623	a	A
2	2	B	5	0.076000	0.030496	a	AB
3	1	A	5	0.000000	0.000000	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE POSIÇÃO DENTRO DE
MICROONDAS DO FATOR APARELHO E ÂNTERO-POSTERIOR DO
FATOR LOCAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT	NOME	NUM.REPET	MÉDIAS	DESVIO PADRÃO	5%	1%
1	2	B	5	0.142000	0.038987	a	A
2	3	C	5	0.060000	0.084853	b	B
3	1	A	5	0.024000	0.033615	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE POSIÇÃO DENTRO DE ESTUFA
DO FATOR APARELHO E LÁTERO-LATERAL DO FATOR LOCAL

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	DESVIO PADRÃO	5%	1%
1	3	C	5	0.074000	0.049800	a	A
2	2	B	5	0.036000	0.028810	ab	A
3	1	A	5	0.012000	0.026833	b	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE POSIÇÃO DENTRO DE ESTUFA
DO FATOR APARELHO E ÂNTERO-POSTERIOR DO FATOR LOCAL

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	DESVIO PADRÃO	5%	1%
1	2	B	5	0.012000	0.038079	a	A
2	3	C	5	0.038000	0.035637	b	B
3	1	A	5	0.022000	0.017889	b	B

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO

D.M.S. 5% = 0.06064 - D.M.S 1% = 0.07617

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE LOCAL

N. ORDEM	N. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	DESVIO PADRÃO	5%	1%
1	2	ÂNT. POSTERIOR	45	0.058444	0.060301	a	A
2	1	LÁTERO-LATERAL	45	0.050444	0.048615	a	A

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO

D.M.S. 5% = 0.01683 - D.M.S 1% = 0.02232